Aus der Strahlenklinik und Poliklinik
im Klinikum Charlottenburg der Freien Universität Berlin
Direktor: Prof. Dr. med. R. Felix

DIAGNOSTIK VON LEBERERKRANKUNGEN AM AUTOMATISIERTEN MULTISEKTOR-SCANNER (OCTOSON) — INTEGRATION IN DIE BILDGEBENDE DIAGNOSTIK —

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

Vorgelegt von:
Harald Schütz
aus Berlin
1985

UNIV.
LEIDEN

Druck: Copy-Center in Dahlem
Ladenbergstraße 2-4
1000 Berlin 33
Tel. 831 40 25

Aus der Strahlenklinik und Poliklinik
im Klinikum Charlottenburg der Freien Universität Berlin
Direktor: Prof. Dr. med. R. Felix

DIAGNOSTIK VON LEBERERKRANKUNGEN AM AUTOMATISIERTEN MULTISEKTOR-SCANNER (OCTOSON)
- INTEGRATION IN DIE BILDGEBENDE DIAGNOSTIK -

Inaugural-Dissertation
zur
zur Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

Vorgelegt von:
Harald Schütz
aus Berlin

Referent: Prof. Dr. med. W. Fiegler
Korreferent: Prof. Dr. med. H. Menge

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen
Fachbereiche der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 7. März 1985

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I. ALLGEMEINER TEIL	6
1. Einleitung	6
Historischer Überblick zur Entwicklung der Ultraschalltechnik	6
2. Physik des Ultraschalls	7
2.1. Definition	7
2.2. Erzeugung	8
2.3. Ausbreitung	9
2.4. Ultraschallverhalten an Grenzflächen	10
2.5. Schallabschwächung	12
2.6. Schallfeld	13
2.7. Auflösungsvermögen	17
3. Einsatz des Ultraschalls in der medizinischen Diagnostik	19
3.1. Innere Medizin	19
3.2. Augenheilkunde	20
3.3. Urologie	20
3.4. Geburtshilfe und Gynäkologie	20
4. Unterschiedliche Ultraschallverfahren	21
4.1. A-Bild (eindimensional)	21
4.2. B-Bild (zweidimensional)	22
4.3. M-Bild (Time-motion)	24
4.4. Grauwertabstufung	24
II. BESCHREIBUNG DES IN DEN EIGENEN UNTERSUCHUNGEN BENUTZTEN GERÄTES	25
III. ARTEFAKTE	29
1. Laufzeitfehler	29

Seite

2. Schichtdickenartefakt 29
3. Mehrfachechos 29
4. Schallschatten und Schallverstärkung 30
5. Brechung 31
6. Elektronische und mechanische Fehljustierung 31
7. Schlechte akustische Kopplung an die Haut 31
8. Einfluß der Tiefenverstärkung 32
9. Laterale Schallschattenbildungen hinter Zysten 32
10. Artefakte in Zysten 32
11. Rauschen 33

IV. EIGENE UNTERSUCHUNGEN 34

1. Fragestellung 34
2. Patientengut 34
3. Methodik 35
3.1. Octosonuntersuchung 35
3.1.1. Vorbereiten und Lagern des Patienten 36
3.1.2. Schnitt-Technik 37
3.2. Computertomographie 37
3.3. Konventioneller Ultraschall 38
4. Anatomie der Leber 38
5. Darstellung der normalen Leber im Sonogramm 40
6. Ergebnisse am Octoson 42
7. Diffuse Lebererkrankungen 42
7.1. Stauungsleber 42
7.2. Fettleber 44
7.3. Leberzirrhose 46
8. Herdförmige Lebererkrankungen 52
8.1. Dysontogenetische Leberzysten 52
8.2. Leberabszesse 53

Seite

8.3. Leberechinokokkus 56

8.4. Lebertumoren 58

8.4.1. Hämangiome 59

8.4.2. Fokal-noduläre Hyperplasie (FNH) 61

8.4.3. Primäres Leberkarzinom 63

8.4.4. Lebermetastasen 66

8.4.5. Zusammenhang zwischen Reflexmuster und Histologie des Primärtumors 70

8.5. Vergleichsstudie Octoson, CT, konventioneller Ultraschall bei herdförmigen Lebererkrankungen 71

8.6. Statistische Auswertung 75

V. DISKUSSION 78

1. Patientengut 78

2. Fragestellung 78

3. Methodik 79

4. Gründe für Fehldiagnosen am Octoson 81

4.1. Einfluß des Gerätes 81

4.2. Einfluß des Untersuchers 82

4.3. Einfluß des Patienten 82

5. Ergebnisse 82

VI. ZUSAMMENFASSUNG 89

VII. LITERATURVERZEICHNIS 90

I. Allgemeiner Teil

1. Einleitung
Historischer Überblick zur Entwicklung der Ultraschalltechnik

Fledermäuse orientieren sich im Raum mit Hilfe kurzer Ultraschallwellenimpulse, die sie während des Fluges aussenden. Dabei werden die Echos von Hindernissen reflektiert und von den Tieren wahrgenommen.

HARTRIGDE (56) stellte 1920 erstmals fest, daß diese Fähigkeit der Fledermäuse ein Ultraschall-Impuls-Echo-Verfahren ist. GALAMBOS und GRIFFIN bewiesen 1938 bis 1942 diese Phänomene ebenfalls in unabhängig voneinander durchgeführten Versuchen (41, 50, 51, 52). Dabei ergaben Frequenzmessungen der Schreie Werte zwischen 30 und 120 kHz. Die Dauer der Schreie lag zwischen 1 und 3 ms (96).

1880 wurden zum ersten Mal Ultraschallwellen mit Hilfe des umgekehrten piezoelektrischen Effektes durch die Brüder CURIE erzeugt. Diese Entdeckung fand jedoch zunächst keine Anwendung. Vor dem Ersten Weltkrieg ließ RICHARDSON (104) Unterwasserschallsender zur Feststellung von Eisbergen im Nebel konstruieren. Wenig später wurde der Ultraschall als Echolot eingesetzt, um Meerestiefen zu erforschen und U-Boote zu orten.

1929 wandte SOKOLOW (3) das Durchschallverfahren zur Werkstoffprüfung an. Hierbei wurde die Intensität des Schalls nach der Durchdringung des Werkstückes gemessen. 1945 setzte FIRESTONE das Impuls-Echo-Verfahren zur Materialprüfung ein.

Im Jahre 1950 wurden die Erkenntnisse der Ultraschalltechnik für die medizinische Diagnostik erstmals genutzt. Es entstand das erste Gerät mit einem Wassertank, in den der Patient getaucht wurde. Wenig später erfolgte der Einsatz eines Plastikfensters in den Tank, an das sich der Patient von außen anlehnen mußte.

Für die Untersuchung von Mamma, Leber, Gallenblase und Schilddrüse entwickelten die Japaner einen automatischen Wasservorlaufscanner. Die Wasservorlaufstrecke befand sich in einem weichen Kunststoffbeutel, der sich der Haut anschmiegte (124).

Die Schwierigkeiten bei der Entwicklung des automatisierten Ultraschalls lagen hauptsächlich in Größe und Frequenz der Schwinger, der Größe des Wasservorlaufes und der Signalverarbeitung (54).

2. Physik des Ultraschalls

2.1. Definition

Der hörbare Bereich von mechanischen Longitudinal-Schwingungen erstreckt sich von 16 - 16.000 Hz. Der sich nach oben anschließende Frequenzbereich von 16.000 - 10^{10} Hz wird als Ultraschall bezeichnet. Unterhalb von 16 Hz beginnt der Bereich des Infraschalls.

In der Medizin werden zur Diagnostik Frequenzen von 1 - 10 MHz benutzt. Bei Schallgeschwindigkeiten in der Größenordnung von 1.500 m/s liegen die Wellenlängen zwischen 0,1 und 2 mm.

2.2. Erzeugung

1880 erzeugte CURIE (17) Ultraschallwellen mit Hilfe eines Quarzkristalls, den er durch Anlegen einer Wechselspannung zu mechanischen Schwingungen anregte. Dieser sog. piezoelektrische Kristall wechselt im Rhythmus der Spannungsänderung seinen Durchmesser. Auf diese Art werden in das angekoppelte Medium Schallwellen gesendet. Die Frequenz hängt von der Dicke des Kristalls ab. Dieses Prinzip nannte CURIE den "reziproken piezoelektrischen Effect" (24).

Andererseits entsteht durch Kompression und Dehnung eines piezoelektrischen Kristalls an seiner Oberfläche eine elektrische Ladung, die der Größe des mechanischen Druckes bzw. der Dehnung proportional ist. Auf diese Weise können Ultraschallwellen derselben wie der ausgestrahlten Frequenz empfangen werden. Die so erzeugte Wechselspannung kann nach Verstärkung auf einem Oszillographenschirm dargestellt werden. Als piezoelektrische Kristalle werden heute bevorzugt synthetische Materialien benutzt, z.B. Bariumtitanat und Bleizirkonat (7).

In der Medizin ist das Impuls-Echo-Verfahren die am häufigsten angewandte Technologie (5, 140). In den gewöhnlichen Diagnosegeräten ist die Impulsfrequenz ca. 1.000/sec., die Impulsdauer liegt bei 1 µsec. Der Schwinger wird jedesmal, nachdem ein Impuls ausgesandt wurde, auf Empfang geschaltet. Das Verhältnis zwischen Impulsdauer und Impulsintervall liegt bei 1 : 1.000 (44). Ein Impulsgenerator erregt den Kristall mit einem kurzen elektrischen Impuls und läßt ihn mit seiner Resonanzfrequenz ausschwingen. Die Dauer der Schwingungen kann durch mechanische und elek-

tronische Dämpfung gesteuert werden. Eine zu geringe Dämpfung hat starke Echos zur Folge, so daß die anatomischen Strukturen schlecht axial aufgelöst werden können. Wird zu viel gedämpft, sind die erhaltenen Echos zu schwach (140, 57).

2.3. Ausbreitung

Im Gegensatz zu elektromagnetischen Wellen, die sich auch im Vakuum fortpflanzen, ist die Ausbreitung von Schallwellen an Materie gebunden. In festen Körpern schwingen die Teilchen um ihre Ruhelage sowohl in Schallausbreitungsrichtung als auch senkrecht dazu. Dadurch entstehen in Festkörpern Transversalwellen, Longitudinalwellen und Oberflächenwellen. Die Schallwellen bewirken also nur einen Energietransport.

Im menschlichen Gewebe - mit Ausnahme des Knochens - in Gasen und Flüssigkeiten pflanzen sich nur Longitudinalwellen fort, die durch eine periodisch wiederkehrende Volumenänderung ausgezeichnet sind (ENGELHART, 34). Eine vollständige Verdichtungs- und Verdünnungsphase nennt man P e r i o d e . Die Anzahl der Perioden pro Zeiteinheit ergeben die Frequenz f. Für die Ausdehnung eines vollständigen Schwingungszyklus gilt folgende Gleichung:

$$\lambda = \frac{v}{f} \quad \text{(Wellengleichung)}$$

Die Wellenlänge λ hängt von der Schallgeschwindigkeit v und der Frequenz f ab. Da Ultraschall relativ kurzwellig (0,1 - 2 mm im Gewebe) ist, zeigt er eine ähnliche Richtungscharakteristik wie Lichtwellen. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit des Ultraschalls in einem Me-

dium ist von dessen Eigenschaften hinsichtlich Dichte und Elastizität abhängig. In einem dichten Stoff ist die Schallgeschwindigkeit höher als in einem weniger dichten (s. Tab. 1). Nach BERGMANN (7) sind Schallgeschwindigkeiten auch von der Temperatur abhängig, weil sich die Kompressibilität der Medien verändert. Eine wichtige Größe zur Charakterisierung der akustischen Eigenschaften eines Mediums ist noch die I m p e d a n z z oder der s p e z i f i s c h e S c h a l l w e l l e n w i d e r s t a n d :

Impedanz z = Dichte ρ · Schallgeschwindigkeit V

2.4. Ultraschalleigenschaften an Grenzflächen

Eine Schallwelle, die eine Grenzfläche zwischen zwei Medien mit unterschiedlicher akustischer Impedanz durchläuft, wird zum Teil reflektiert und zum anderen Teil transmittiert. Der transmittierte Teil wird bei allen Einfallswinkeln gebrochen, die vom rechtwinkligen Einfall abweichen. Für die Brechung gilt folgendes Gesetz aus der Optik:

$$n = \frac{v_1}{v_2} = \frac{\sin\alpha}{\sin\beta}$$

Die Brechzahl ist den Schallgeschwindigkeiten der Medien proportional. Bei senkrechtem Einfall wird der Schall die Grenzfläche ungebrochen passieren. In diesem speziellen Fall ergibt sich der Reflexionsgrad R nach folgender Gleichung (100):

$$R = \left(\frac{\rho_1 \cdot v_1 - \rho_2 v_2}{\rho_1 v_1 + \rho_2 v_2}\right)^2$$

Hieraus ergibt sich, daß bei großen Impedanzsprüngen,

z.B. zwischen Gewebe und Knochen, nahezu eine Totalreflexion erfolgt. Deshalb muß immer für eine gute Kopplung des Transducers an die Haut gesorgt werden. Medien, die keinen Impedanzsprung aufweisen, können nicht getrennt werden, da keine Reflexion an der Grenzfläche entsteht. Diese Reflexionen sind aber zur Abgrenzung anatomischer Strukturen notwendig.

Folgende Tabelle gibt einen Überblick über Schallgeschwindigkeiten, Impedanzen, Reflexion und Transmission verschiedener Medien:

Medium	Schallgeschwindigkeit V in (m/s)	Impedanz (kg/m^2s)	Reflexion r in %	Transmission in %
Luft	330	413	99,8	0,12
Fett	1.450	$1,38 \cdot 10^6$	0,12	99,80
Wasser	1.500	$1,49 \cdot 10^6$	0,00	100,00
Leber	1.550	$1,66 \cdot 10^6$	0,30	99,70
Muskel	1.580	$1,7 \cdot 10^6$	0,48	99,52
Knochen	4.000	$7,8 \cdot 10^6$	46,0	54,0

Tab. 1 (verändert nach GLADISCH)

An sehr kleinen Grenzflächen - ungefähr in der Größe des ein- bis zehnfachen Wertes der Wellenlänge - tritt das Phänomen der Beugung auf. Der Schall wird in Richtung des Schallschatten gebeugt (82).

2.5. Schallabschwächung

Folgende zwei Phänomene vermindern die Intensität eines Schallstrahles:

a) Absorption

Die Energie einer Schallwelle wird zum Teil durch innere Reibung in Wärme umgeformt. Dieser Energieverlust führt zu einer Verminderung der Schallintensität. Diese Intensitätsschwächung längs des Weges x wird Absorptionskoeffizient α genannt. Nach folgender Exponentialgleichung läßt sich die Intensität I_x berechnen:

$$I_x = I_o \cdot e^{-\alpha x}$$

α = Absorptionskoeffizient für einen bestimmten Stoff
e = Basis des natürlichen Logarithmus

In Flüssigkeiten ist die Absorption dem Quadrat der Frequenz proportional. In Geweben dagegen ist die Beziehung zwischen Absorption und Frequenz linear (65). Aufgrund dieser Feststellung führte POHLMANN die Halbwertschicht ein. Dies ist eine Länge, nach der die Schallenergie auf die Hälfte gedämpft wird. Je höher die Frequenz ist, desto stärker ist die Absorption und desto geringer ist die Halbwertschicht.

b) Streuung

Wenn viele parallele Schallstrahlen auf eine Grenzfläche mit rauher Oberfläche auftreten, so werden die Wellen nach verschiedenen Richtungen reflektiert, da jeder einzelne Strahl auf eine unterschiedlich geneigte Fläche trifft. Die Stärke der Streuung hängt vom Ver-

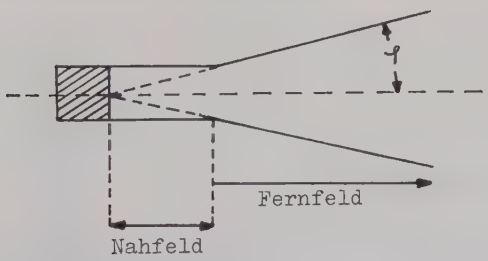
hältnis zwischen Rauhigkeit der Grenzfläche und Schallwellenlänge ab. Die Streuung ist besonders groß, wenn die Wellenlänge klein und die Oberflächenunregelmäßigkeit verhältnismäßig groß ist.

Durch das Streuungsphänomen können auch Flächen mit Ultraschall bestimmt werden, die nicht senkrecht zum Schallbündel liegen.

2.6. Schallfeld

Das Ultraschallfeld setzt sich für ebene Schallköpfe aus Nah- und Fernfeld zusammen (s. Abb. 1) . Für fokussierte Schwinger tritt zusätzlich der Bereich des Fokusschlauches auf.

a) Nahfeld und Fernfeld (bei ebenen Schwingern)



ρ = Öffnungswinkel des Fernfeldes

Abb. 1 (nach KRATOCHWILL) Schallfeld eines ebenen Schallkopfes

Die vom Schwinger ausgehende Wellenfront setzt sich zusammen aus vielen kugelförmigen Elementarwellen, die nach dem HUYGENSschen Wellengesetz an jedem Punkt an der Oberfläche des Schallkopfes entstehen. So entsteht ein räumliches Schalldruck-Strahlungsfeld, bei

dem es im Nahfeld (s. Abb. 1) zu starker Interferenz kommt. In diesem Teil breitet sich das Schallfeld näherungsweise parallel aus (44). Die Interferenzerscheinungen bewirken die Inhomogenität des Nahfeldes mit Intensitätsmaxima und -minima. Der Übergang zum Fernfeld ist definitionsgemäß dort, wo sich das letzte Maximum auf der Mittelachse befindet. Die Nahfeldlänge l läßt sich auch durch folgende Gleichung berechnen:

$$l = \frac{D^2}{4\lambda}$$ (nach WÜSTENBERG 138)

D = Schwingerdurchmesser
λ = Wellenlänge

Man beachte, daß der Durchmesser D im Quadrat eingeht; d.h.: bei gleicher Frequenz verlängert sich das Nahfeld bei Wahl eines größeren Schallkopfes.

Im Fernfeld divergieren die Schallstrahlen (s. Abb. 1), und die Überlagerungen der Schallwellen sind geringer. Dafür nimmt aber auch die Schallintensität stark ab. Der Öffnungswinkel ρ ergibt sich aus der Gleichung:

$$\sin \rho = 1{,}08 \frac{\lambda}{D}$$

Hieraus folgt: Je größer der Kopf ist, desto kleiner wird ρ bei konstanter Frequenz.

b) Fokussierende Schallköpfe

Durch den Einsatz von konkaven Schwingern wird in bestimmten Bereichen die Empfindlichkeit und das laterale Auflösungsvermögen erhöht. Technisch erfolgt die Fokussierung des Schalls durch Hohlspiegel, Vorsatz von Linsen oder mit gekrümmten Köpfen (beim Octoson).

Je nach Problemstellung wählt man Schallköpfe mit Kurz-, Mittel- oder Langdistanz-Fokus. Beim Octoson kann der Bereich des Fokus variiert werden, indem der C-Bogen, auf dem sich die Schallköpfe befinden, in der Höhe verändert wird.

Die Abbildung 3 zeigt die geometrische Ausbreitung des Fokusbereiches, der auch als Fokusschlauch bezeichnet wird. Das Octoson hat einen relativ langen Fokusschlauch (errechneter Wert: 85 bis 90 mm). Daraus resultiert ein hohes Auflösungsvermögen für einen großen Bereich (138, 137).

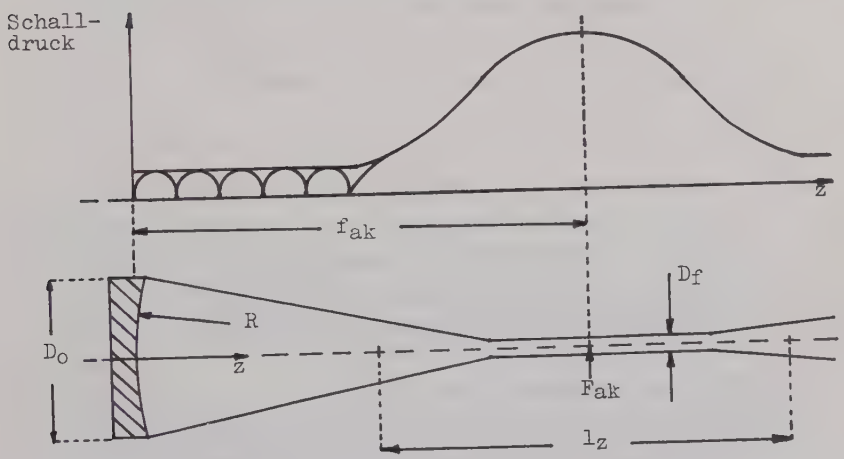


Abb. 2 (nach WÜSTENBERG) Schallfeld eines fokussierten Schwingers und die entsprechende Schalldruckkurve

Erklärung zur graphischen Darstellung:

D_o = Durchmesser des Schallkopfes (Octoson: 70 mm)

D_f = Fokusschlauchdurchmesser (Octoson: 2,415 mm)

f' = Fokussierungsfaktor $\frac{f_{ak}}{l_o}$ (Octoson: 0,138)

F_{ak} = Akustischer Fokuspunkt: Hier hat der Schalldruck sein Maximum auf der Schallbündelachse (s. Graph)

f_{ak} = Abstand zwischen Schallkopf und F_{ak}

$l_o = \frac{D_o^2}{4}$ = Länge des Nahfeldes

l_z = Fokusschlauchlänge: Es sind der Bereich auf der Achse, bei dem der Schalldruckpegel nicht mehr als 6 dB unter dem Maximalwert im akustischen Fokuspunkt liegt (Octoson: l_2 = 85 - 90 mm)

Für das Octoson lassen sich nach WÜSTENBERG (138, 137) folgende Werte berechnen:

$$D_f = \frac{D_o}{4} \cdot f' = 2{,}415$$

Maximale Fokusschlauchlänge l_{2max}:

$$l_{z\,max} = \frac{8\ D_f^2}{x} = 93 \text{ mm}$$

Reale Fokusschlauchlänge $l_{2\,real}$:

$$l_{z\,real} = n \cdot l_{2\,max} \quad (n = 0{,}925 - 0{,}945)$$

Beim fokussierten Schwinger ist das Schalldruckmaximum im Fokuspunkt um den Faktor V (Gewinn)

$$V = \frac{1{,}9}{f'} - 0{,}9$$

größer als bei ebenen Köpfen mit gleichem Durchmesser. Der Gewinn V beschreibt, um wieviel sich das Signal-/

Rauschverhältnis im Fokus verbessert hat. Das Signal-/Rauschverhältnis wird beeinflußt durch Rauschen, das elektronisch oder durch Streuung an anderen Grenzflächen entsteht. Nur der zweite Fall kann durch Schallfeld-Bündelung verbessert werden.

2.7. Auflösungsvermögen

Das Auflösungsvermögen ist das wichtigste Kriterium zur Beurteilung der Bildqualität eines Ultraschall-Gerätes. Unter Auflösung versteht man den kleinsten differenzierbaren Abstand im Ultraschallbild, den zwei akustische Grenzflächen voneinander haben. Man unterscheidet zwischen axialem und lateralem Auflösungsvermögen.

a) Axiales Auflösungsvermögen

Es ergibt sich aus der Trennbarkeit zweier Punkte in Schallstrahl-Richtung bzw. beim Octoson in Richtung der Winkelhalbierenden des Kreissektors, der durch die benutzten Schwinger entsteht. Die Tiefenauflösung hängt von der Wellenlänge und von der Impulslänge ab.

Zwei Grenzflächen, die weniger als eine halbe Impulslänge voneinander entfernt sind, lassen sich nicht mehr als zwei Flächen differenzieren. Ein Impuls besteht ungefähr aus drei Perioden. Verkürzt man die Impulslänge durch Verkleinerung der Wellenlänge, indem man die Frequenz erhöht, so verbessert sich das axiale Auflösungsvermögen (62, 81). Der Erhöhung der Frequenz sind aber Grenzen gesetzt, weil die Eindringtiefe durch die zunehmende Absorption vermindert wird. Vergrößert man die Leistung wegen der schwachen

Echos, so verlängern sich wieder die Impulse, und die Ergebnisse verbessern sich nicht.

Als Schlußfolgerung ergibt sich, daß sich die limitierenden Faktoren, gutes axiales Auflösungsvermögen und ausreichende Eindringtiefe, am Untersuchungsproblem orientieren müssen (82, 66, 65, 81).

b) Laterales Auflösungsvermögen

Darunter versteht man die Auflösung zweier Punkte quer zur Schallausbreitungsrichtung. Beim Octoson befindet sich das laterale Auflösungsvermögen senkrecht zur Winkelhalbierenden des Kreissektors, der durch die benutzten Schwinger auf dem C-Bogen entsteht. Die laterale Auflösung zeigt eine umgekehrte Proportionalität zur Querausdehnung des Schallfeldes. Im Bereich des geringsten Schallbündelquerschnitts ist die Schallintensität am höchsten. Deshalb hat das laterale Auflösungsvermögen dort die besten Werte. Bei fokussierten Schallköpfen ist dies im Fokusschlauch der Fall. Trotzdem ist das Seitenauflösungsvermögen erheblich schlechter als das Tiefenauflösungsvermögen.

Eine weitere Möglichkeit zur Erhöhung der Seitenauflösung besteht in einer Verkleinerung des wirksamen Schallbündeldurchmessers, indem man die Schwelle erhöht, oberhalb derer ein Echo angezeigt wird. Der Schalldruck fällt nämlich zum Rand hin ab (62).

Das laterale Auflösungsvermögen wird auch beim Compound-scan verbessert. Hier wird durch Abtasten langsam ein Bild aufgebaut, wobei ein Punkt von verschiedenen Winkeln aus geschallt wird. Durch die Ad-

dition der Informationen im langsamen B-Bild liegt somit eine Mischung aus lateralem und dem besseren axialen Auflösungsvermögen vor.

3. Einsatz des Ultraschalls in der medizinischen Diagnostik

GOHR und WEDEKIND (1940) sowie die Gebrüder DUSSIK (1942) (31, 30) verwendeten erstmals Ultraschall in der medizinischen Diagnostik. DUSSIK durchschallte den Schädel in einem Wasserbad zur Darstellung der Hirnventrikel mit einem Materialprüfungsgerät. Die Intensitätsabschwächung im Inneren des Schädels wurde durch ein photographisches Verfahren registriert.

3.1. Innere Medizin

Ein Durchschallverfahren des Thorax zur Bestimmung der Herzgröße wurde von KEIDEL 1947 eingesetzt. LUDWIG und STRUTHERS (87) wandten 1949 erstmals das Impuls-Echo-Verfahren im A-scan-Bild in der Inneren Medizin zur Diagnostik von Gallensteinen an.

1950 gelang es WILD, mit Ultraschall Magen-Tumorgewebe von gesundem Gewebe zu unterscheiden. WILD und REID stellten 1952 als erste das zweidimensionale B-Bild-Verfahren vor. 1954 erfaßten EDLER und HERTZ (32) Herz- und Klappenbewegungen.

Einen Vorläufer des Kontakt-Compound-Verfahrens benutzte DONALD (27) 1958. Er führte zur Untersuchung der Leber einen Schallkopf direkt über der Haut ent-

lang. Das erste Realtime-Gerät entwickelten KRAUSE und SOLDNER 1967. Sie verwendeten einen Parabolspiegel, in dessen Brennpunkt ein Schwinger rotierte. Hiermit konnten Bewegungen dargestellt werden.

1972 führte KOSSOFF (74, 75, 76) das Grauabstufungsverfahren auch beim Compound-Verfahren ein. 1975 konstruierte KOSSOFF das Octoson, bei dem die Grauabstufung weiter optimiert wurde.

Die ständigen Verbesserungen an medizinischen Ultraschallgeräten trugen dazu bei, fast alle Organe erfolgreich untersuchen zu können. Mehrere Autoren (11, 33, 63) erbrachten den Nachweis von Lebermetastasen, Cysten, Abszessen, Leberzirrhosen, Tumoren und verschiedenen Gallenblasenerkrankungen.

3.2. Augenheilkunde

Der Ultraschall wird in der Augenheilkunde zur Längenmessung des Augapfels sowie zur Diagnose von Netzhautablösungen, Fremdkörpern, Tumoren, Abszessen und Blutungen eingesetzt.

3.3. Urologie

SCHLEGEL (112) diagnostizierte 1961 intraoperativ Nierensteine durch direktes Aufsetzen des Schallkopfes auf die Niere.

3.4. Geburtshilfe und Gynäkologie

1962 sorgten DONALD und Mitarbeiter (26, 27, 28) durch die intrauterine Messung des biparietalen Kopfdurch-

messers für den Einzug der Ultraschalldiagnostik in die Geburtshilfe.

1964 hat KRATOCHWIL (81) die conjugata vera gemessen. 1965 konnte er eine Plazenta praevia diagnostizieren und 1967 fetale Herzaktionen in der Frühschwangerschaft zeigen.

Das eindimensionale A-Bild war nur eingeschränkt aussagefähig, da an grenzflächenreichen Stellen die Peaks nicht genau zugeordnet werden konnten. Für die intrauterine Schädelmessung behielt es zwar seine Bedeutung (67, 81), jedoch wurde ab 1952 auch in der Geburtshilfe und Gynäkologie das B-Bild-Verfahren eingesetzt.

4. Unterschiedliche Ultraschallverfahren

4.1. A-Bild (eindimensional)

Dieses eindimensionale einfachste Ultraschallverfahren wird vorwiegend zur Entfernungsmessung verwendet, z.B. Echoenzephalographie.

Zunächst werden die empfangenen Echos durch den piezoelektrischen Kristall in elektrische Impulse überführt. Diese Impulse werden verstärkt und lenken einen Elektronenstrahl in y-Richtung aus, der mit gleichmäßiger Geschwindigkeit über den Schirm einer Kathodenstrahlröhre in x-Richtung geführt wird. Die Geschwindigkeit des Elektronenstrahls in x-Richtung ist der Schallgeschwindigkeit proportional, so daß aus dem Abstand zweier Zacken auf den wirklichen Abstand in Schallrichtung geschlossen werden kann. Die Höhe der

Peaks ist ein Maß für die Impedanzsprünge der zu untersuchenden Gewebe. So ergab sich die Möglichkeit des ergänzenden Einsatzes zum B-Bild. Es können beispielsweise Cysten eindeutiger diagnostiziert werden (128, 89).

Das A-scan-System ist aber von dem besser zu interpretierenden zweidimensionalen B-scan-System verdrängt worden.

4.2. B-Bild (zweidimensional)

Es handelt sich um ein Schnittbildverfahren, das in der medizinischen Diagnostik die reflektierenden Strukturen von Organen darstellt.

Die Echos bewirken hier - im Gegensatz zum A-scan - eine Helligkeitsmodulation des Kathodenstrahls (Grauwertdarstellung). Akustische Grenzflächen werden so durch eine Reihe von hellen Punkten auf dem Schirm sichtbar. Je heller ein Lichtpunkt ist, desto stärker ist die Intensität des entsprechenden Echos. Zwei verschiedene Verfahren werden benutzt:

a) Real-time-Verfahren (schnelles B-Bild)

Bei dieser Methode erfolgt die Abtastung mit großer Geschwindigkeit mechanisch oder elektronisch gesteuert. In nur etwa 70 msec entsteht ein Bild, ähnlich wie beim Fernseher. Es erscheinen bis zu 150 Bilder/sec auf dem Schirm. Mit dem so aufgebauten, zeitlich realen Bild können Bewegungen - z.B. Atmung, Herzbewegungen, Kindsbewegungen - verfolgt werden.

Die schnelle Abtastung geschieht technisch durch einen Vielfach- oder Rotationsschallkopf. Bei Vielfachschallköpfen sind 20 - 70 piezoelektrische Kristalle in einer Riehe angeordnet. Diese werden entweder elektronisch hintereinander oder in bestimmten Anordnungen gleichzeitig angesteuert.

Bei den Rotationsschallköpfen gibt es zwei Systeme: Bei dem einen bewegt sich der Rotationskopf sektoriell 20 - 60 mal/sec weiter. Das andere System arbeitet mit einem Parabolspiegel, in dessen Brennpunkt sich zwei gegenüberliegende Sender drehen. Nur der Kristall, der sich gegenüber dem Spiegel befindet,ist jeweils angeschaltet. Die Schallstrahlen werden von dem gekrümmten Spiegel reflektiert. Bei allen neueren Geräten läßt sich das dynamische Bild fixieren; beispielsweise zum Fotographieren oder zum Betrachten (140, 89, 114).

b) Compound-scan-Verfahren (langsames B-Bild)

Dieses Verfahren benötigt für einen Bildaufbau wesentlich mehr Zeit in der Größenordnung von Sekunden. Es entsteht ein stehendes Bild auf dem Schirm.

Die Abtastung erfolgt entweder manuell mit einem Kopf, der an einem Arm beweglich aufgehängt ist, sektorförmig oder wie beim Octoson durch Schallköpfe, die in einem Wasserbecken um den Scan-Winkel mechanisch gedreht werden. Hierbei wird jeder Punkt der Schnittebene von verschiedenen Richtungen angeschallt. Die Schallechos werden wieder in elektrische Impulse umgewandelt und verstärkt. Das Gesamtbild entsteht durch Summation auf einer Speicheroszillographenröhre. Die Vorteile dieser Methode liegen in dem besseren Auflösungsvermögen und in einer übersichtlichen Gesamtbilddarstellung,

die man bei Real-time-Geräten meistens nicht hat. Ein Nachteil des langsamen Bildaufbaus ist die leichte Entstehung von Bewegungsartefakten.

4.3. M-Bild (Time-motion)

In erster Linie wird dieses Verfahren gebraucht, um die Bewegungen von Objekten zu erfassen, die ihre Lage in Schallrichtung verändern. Die Darstellung auf dem Schirm erfolgt in einer Kurve, die für die Bewegungseigenschaften typisch ist. Das M-motion-Verfahren wird in der Kardiologie zur Beurteilung der Klappentätigkeit eingesetzt (121).

4.4. Grauwertabstufung

Ältere Geräte ohne Grauwert-Darstellung konnten nur solche Echos als weiße Punkte darstellen, die über einem bestimmten Schwellenwert lagen. Schwächere Reflexe wurden nicht erfaßt. Die Schwarz-Weiß-Bilder zeigten zwar die Form der Organe, enthielten aber wenige Information über ihre Struktur.

Dies änderte sich nach Einführung der Grauwertabstufung, bei der auch schwächere Strukturreflexe abgebildet werden. Bei diesem Verfahren ist die Echointensität proportional der Helligkeit des Bildpunktes. Dadurch kann man jedes Organ nach seinem spezifischen Grauton-Muster leichter diagnostizieren.

II. Beschreibung des in den eigenen Untersuchungen benutzten Gerätes

Für die Untersuchungen wurde das Ultraschallgerät Octoson der Firma Ausonics (Australien) verwendet. Dieser automatisierte Multisektorscanner mit Wasservorlaufstrecke hat einen langsamen Bildaufbau nach dem Compound-scan-Verfahren.

Das Gerät besteht aus zwei Teilen (s. Abb. 7), einer Bedienungskonsole mit dem Bild-Monitor und einem Wassertank (1.300 l), der die Schallköpfe enthält. Die Abbildung 4 zeigt die etwa halbkreisförmige Anordnung der 8 Schallköpfe, die zwischen zwei Platten drehbar aufgehängt sind. Die konkaven Schwinger mit einem Durchmesser von 70 mm haben ein lang-fokussiertes Schallfeld (s. 1.2.6.). Die Bewegungen des Schwinger-Trägers können von der Bedienungskonsole aus gesteuert werden. Fünf Freiheitsgrade sind möglich (s. Abb. 5):

1. Heben und Senken in Z-Richtung,
2. Vor und zurück in Y-Richtung,
3. seitliche Bewegung in X-Richtung,
4. Kippen des Trägers in T-Richtung,
5. Rotation in R-Richtung.

Jede Schnittebene ist auf diese Weise wählbar und auch reproduzierbar, denn die Werte der Koordinaten X, Y, Z, T, R werden automatisch auf dem Monitor angezeigt. Außerdem erscheinen die Werte für die Dämpfung der Schallintensität in dB. Die Beweglichkeit des Arms in Z-Richtung gestattet eine Verschiebung der Fokusebene, die durch auf dem Monitor erscheinende Linien optimal eingestellt werden kann. Diese Möglichkeit, den Fokus zu verändern, ist ein Vorteil des Octosons, denn die meisten herkömmlichen Ultraschallgeräte haben einen festen Fokusbereich.

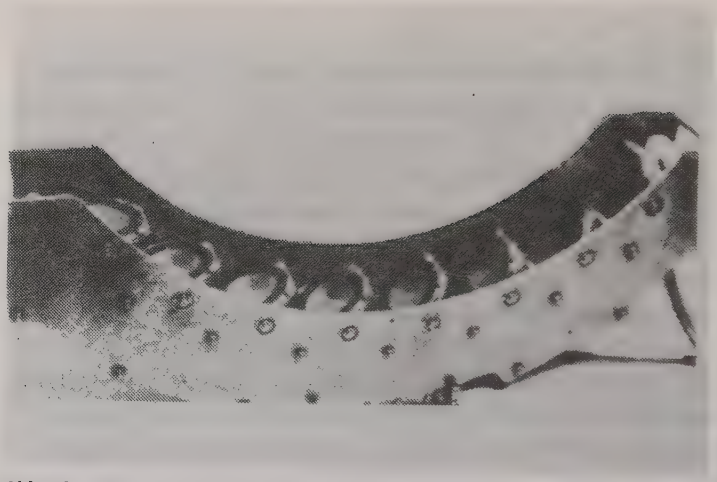


Abb. 3: Der C-Bogen, in dem acht Schalköpfe drehbar aufgehängt sind

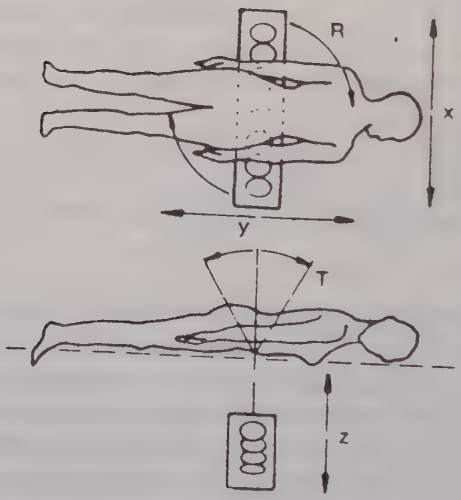


Abb. 4: Die fünf Freiheitsgrade des C-Bogens

Abb. 5: Wasserbehälter des Gerätes

Abb. 6: Rechts die Bedienungskonsole mit dem Monitor. Links liegt ein Patient auf dem Wassertank über dem Fenster

Ein Ultraschallbild wird aufgebaut, während die acht Schallköpfe gleichzeitig um einen Scan-Winkel von 70° gedreht werden. Der Scan-Winkel ist ein Sektor im Bereich von ± 35° ; er kann auch kleiner gewählt werden. Der Monitor baut ein Speicherbild aus den Scan-Bewegungen der einzelnen Schallköpfe in 0,2 - 2 Sekunden auf. Die genaue Scanzeit hängt von der Anzahl der eingeschalteten Köpfe (sie lassen sich einzeln bedienen) und vom Scan-Winkel ab (21, 43, 78, 79, 80).

Der Wassertank hat an seiner Oberseite ein Fenster, das mit einer Plastik-Folie bedeckt ist (Abb. 6). Durch Heben des Wasserspiegels im Tank bildet sich ein wenige Zentimeter nach oben überstehendes Wasserkissen. Auf dieses Kissen legen sich die Patienten in Rücken- oder Bauchlage. Als Ankopplungsmittel wird Öl oder Gel verwandt.

Das Gerät ist vielseitig einsetzbar: Es können Kinderschädel, Retroperitonealraum, Oberbauch, gynäkologische und geburtshilfliche Fragestellungen sowie Mamma und Scrotum untersucht werden. Für Mamma und Hoden wird allerdings die Folie entfernt, und die Organe werden direkt in den Tank gehalten (Immersionstechnik).

III. Artefakte

1. Laufzeitfehler

Die einzelnen Gewebe haben unterschiedliche Schallgeschwindigkeiten. Fettgewebe wird beispielsweise vom Schall in 1.490 m/sec durchlaufen. Die in der Diagnostik verwendeten Geräte sind aber auf 1.540 m/sec geeicht. So entstehen auf dem Monitor fehlerhafte Registrierungen der wirklichen Position von Strukturen.

2. Schichtdickenartefakte

Ein im Einfachscan angeschallter Draht stellt sich durch die Breite des Schallfeldes bedingt nicht als Punkt, sondern als Linie dar. Durch dieses Phänomen kann eine glatte Oberfläche, die schräg zum Schallstrahl verläuft, unregelmäßig dargestellt werden (47).

3. Mehrfachechos

Mehrfachreflexionen oder Wiederholungsechos entstehen, wenn zwischen einem Ultraschallsender und einer Grenzfläche der Schallimpuls mehrfach hin und her reflektiert wird. Der Schallstrahl kann auch zwischen mehreren parallel angeordneten Reflektoren hin- und herlaufen, z.B. Vorder- und Rückfläche von Rippen. Die Mehrfachechos werden als hintereinander liegende Grenzflä-

chen dargestellt, die in Anordnung und Ausdehnung den realen Echos gleichen. Die Schallintensität der Impulse nimmt allerdings immer mehr ab, weil durch Absorption und Transmission der Energiegehalt sinkt. Diese a x i a l e n Wiederholungsechos kommen auch beim Octoson an der Plastikfolie vor, die die Wasservorlaufstrecke begrenzt.

Zur Unterdrückung von Artefakten in der Wasservorlaufstrecke wird der Transducer beim Octoson erst dann auf "Empfang" gestellt, sobald der Schallimpuls die Haut erreicht hat. Durch diese automatische Messung erfolgt der Bildaufbau desto schneller, je kleiner der Abstand zwischen Patient und Schallköpfen ist (80).

Eine andere Gruppe von Artefakten sind die nicht-axialen Wiederholungsechos. Der Schallstrahl wird hier durch eine Grenzfläche seitlich wegreflektiert. Das Echo läuft aber nach Kontakt mit einem weiteren Reflektor die gleiche Strecke zum Schallkopf wieder zurück. Dieses Artefakt ist schwer zu erkennen, weil das tatsächliche Echo schwächer ist als das Wiederholungsecho.

4. Schallschatten und Schallverstärkung

Schallschatten entstehen hinter Grenzflächen, die den überwiegenden Teil der Ultraschallenergie durch Reflexion und/oder Absorption schwächen. Sie stellen sich als echofreie Zonen dar, die sich unmittelbar hinter der Grenzfläche befinden. Dieses physikalische Phänomen beschränkt die Ultraschalldiagnostik auf bestimmte Körperbereiche, weil hinter Luft und Knochen nur die Schattenzonen dargestellt werden. Hinter Steinen und Verkalkungen können die Schallschat-

ten allerdings diagnostisch wichtig sein. Eine Schallverstärkung entsteht, wenn die Absorption überdurchschnittlich gering ist. Dies ist hinter Flüssigkeiten oder flüssigkeitsreichem Gewebe der Fall. Hinter einem Ascites, einer Gallenblase oder einer Zyste erscheinen die Echos verstärkt. Eine Strukturbeurteilung kann dort sehr schwierig sein (106).

5. Brechung

Die Brechung des Schallstrahles wird an Grenzflächen zwischen Medien mit unterschiedlicher Schallgeschwindigkeit verursacht. Hinter flüssigkeitsgefüllten Räumen entsteht in manchen Fällen ein Schallschatten, indem sich die Reflexstruktur nicht beurteilen läßt (106, 119).

6. Elektronische und mechanische Fehljustierung

Das Ultraschallgerät muß die aufgefangenen Echos an der richtigen Position registrieren. Bei Fehljustierung stellt sich ein Draht in einem Phantom, der von drei verschiedenen Richtungen angeschallt wird, nicht als ein Kreuz, sondern als drei sich in einem Fehlerbereich kreuzende Striche dar. Es muß dann eine Nachjustierung des Gerätes erfolgen (17, 45, 46, 105).

7. Schlechte akustische Kopplung an die Haut

Eine Luftschicht zwischen Haut und Folie dämpft die Echos erheblich ab wegen der hohen Reflexion des Schalles durch Luft. Deshalb muß dafür gesorgt werden, daß sich immer genügend Öl oder Gel für eine gute Ankopplung auf der Folie befindet.

8. Einfluß der Tiefenverstärkung

Wird die tiefenabhängige Verstärkung zu schwach gewählt, könnte der falsche Eindruck einer starken Schallschwächung entstehen und so beispielsweise ein Tumor fälschlich angenommen werden. Bei zu schwacher Verstärkung in der Nähe könnte der entstehende reflexarme Bereich für einen Ascites gehalten werden.

9. Laterale Schallschattenbildungen hinter Zysten

Am lateralen Rand von flüssigkeitsgefüllten Hohlräumen (Zysten, Gallenblasen) entstehen Schallschatten, die durch Reflexion und Brechung bedingt sind. Die Brechung ist von der Schallgeschwindigkeit in der Zyste abhängig.

10. Artefakte in Zysten

Folgende Phänomene tragen zur Entstehung artifizieller Echos in Zysten bei:

- Wiederholungsechos,
- Lage der Zyste zum Fokus,
- Verhältnis der Zystenbreite zur Schallstrahlbreite,
- Lage der Zyste im Schallstrahl und
- Reflexionseigenschaften des umgebenden Gewebes.

Eine Zyste wird nur dann echofrei dargestellt, wenn der Schallstrahl vollständig durch das Zentrum der Zyste verläuft und wenn sie im Fokus des Schallkopfes liegt. Bei Lage der Zyste im Nahfeld entstehen artifizielle Echos.

11. Rauschen

Rauschen wird in der Elektronik des Ultraschallgerätes verursacht. Es entstehen kleine Echos, die von echten Strukturechos nicht unterschieden werden können. Das Rauschen ist besonders intensiv bei großer Verstärkung.

IV. Eigene Untersuchungen

1. Fragestellung

In letzter Zeit sind erhebliche technologische Fortschritte sowohl in der Computertomographie als auch in der Sonographie und in der Szintigraphie erzielt worden. Es sind auch seitens der Befundauswertung durch die zunehmende Erfahrung der Ultraschalluntersucher wesentliche Verbesserungen eingetreten, die besonders durch den Vergleich mit der Computertomographie zugenommen haben. Eine erneute Wertung und Standortbestimmung der bildgebenden Untersuchungsverfahren erscheint notwendig.

Die vorliegende Vergleichsstudie sollte die Wertigkeit des Octosons sowie der Computertomographie und des konventionellen Ultraschalls in der Diagnostik von fokalen Lebererkrankungen mit folgenden Fragestellungen analysieren:

a) Kann man eine Läsion mit den Untersuchungsverfahren lokalisieren und differenzieren?

b) Welche Rolle spielen die Störfaktoren?

c) Wodurch sind die Fehldiagnosen bedingt?

Außerdem sollte die Wertigkeit des Octosons bei diffusen Lebererkrankungen bestimmt werden.

2. Patientengut

Es wurde bei 647 Patienten die Leber am Octoson untersucht. Sie kamen aus der Medizinischen Klinik und Poliklinik, der Chirurgischen Klinik und der Kinderklinik der Freien Universität Berlin. Die Verteilung zwischen

männlichen und weiblichen Patienten war etwa im Verhältnis 1 : 1. Das durchschnittliche Alter der Patienten lag bei 50 Jahren.

Aus dem Patientengut von 647 Untersuchungen wurden 251 für eine Vergleichsstudie verwandt, bei der nur herdförmige Lebererkrankungen berücksichtigt wurden. Verglichen wurden:

1. Octoson
2. Computertomographie
3. Konventioneller Ultraschall (Real-time- und Compound-Ultraschall)

Die Diagnosen wurden durch folgende Untersuchungen überprüft:

- Sektion,
- Operation,
- Laparoskopie oder
- klinischen Verlauf.

Bei der Octosonuntersuchung waren die Ergebnisse der anderen Untersuchungen nicht bekannt.

3. Methodik

Folgende drei Untersuchungsverfahren (siehe 3.1., 3.2. und 3.3.) wurden in der vorliegenden Studie miteinander verglichen.

3.1. Octosonuntersuchung

Beim Octoson sind acht langfokussierte Schallköpfe auf einem C-Bogen in einem Wassertank in fünf Freiheitsgraden frei beweglich angeordnet.

3.1.1. Vorbereiten und Lagern des Patienten

Bei der sonographischen Untersuchung der Leber braucht der Patient nicht speziell vorbereitet zu werden. Soll jedoch der gesamte Oberbauch untersucht werden, ist eine gewisse Vorbereitung günstig:

a) nüchterner Patient,
b) Gabe von entschäumenden Medikamenten,
c) diätetische Vorbereitung (keine blähenden Speisen),
d) körperliche Bewegung vor der Untersuchung,
e) Magenfüllung mit Wasser oder Orangensaft (132).

Ziel dieser Maßnahmen ist es, ein wichtiges Hindernis der Ultraschalldiagnostik zu beseitigen, nämlich die Darmgasüberlagerung. Durch Gas wird der Schall total reflektiert, und es entsteht ein Schallschatten, in dem Organstrukturen nicht dargestellt werden (91, 133). Bariumhaltige Kontrastmittel sollten wegen der Schallabsorption nicht vor der Ultraschalluntersuchung gegeben werden (85).

Die Leber wird am Octoson in Bauchlage und eventuell zusätzlich in Seitenlage untersucht. Die Abbildung 7 zeigt, wie der Patient über dem Fenster liegt, das mit einer Plastikfolie überspannt ist. Als Kopplungsmittel kann man Öl oder ein Kontaktgel verwenden. Zwischen den Untersuchungen wird die Folie desinfiziert. Bei Wunden und infektiösen Hautkrankheiten ist eine Abdeckung notwendig. Um im Wasserbehälter das Keimwachstum zu reduzieren, wird dort ebenfalls ein Desinfektionsmittel zugesetzt.

Einige Patienten, die eine ausgeprägte Skoliose hatten, empfanden die Untersuchungsposition in Bauchlage als unbequem. Patienten mit druckschmerzhaftem Bauch können ohne Schwierigkeiten am Octoson untersucht werden, da die Schwinger den Bauch nicht berühren.

3.1.2. Schnitt-Technik

Der Fokus der eingeschalteten Schwinger auf dem C-Bogen wird auf das vordere Drittel des Schnittes eingestellt. Die Lage des Fokus jedes einzelnen Schallkopfes läßt sich durch eine Linie auf dem Monitor kontrollieren.

Nun werden alle 5 mm etwa von der 10. Rippe beginnend nach kaudal Transversalschnitte der Leber gelegt. Die Longitudinalschnitte werden in ähnlicher Weise durchgeführt, indem der C-Bogen um 90° gedreht und für jeden neuen Schritt um 5 mm seitlich verschoben wird.

Zunächst wird eine Schnittebene im Compoundscan (mehr als zwei Schwinger sind eingeschaltet) abgetastet. Hierbei treten die beiden diagnostisch wichtigen Phänomene Schallabsorption oder Schallverstärkung hinter herdförmigen Lebererkrankungen nicht auf. Deshalb werden verdächtige Zonen im Einfachscan (ein Schwinger) untersucht. Mit einer Spiegelreflex-Kamera werden die Monitor-Bilder festgehalten.

3.2. Computertomographie

Die Untersuchungen wurden mit dem Ganzkörperscanner Somatom II der Firma Siemens mit einer Scanzeit von 5 Sekunden (256 x 256 Matrix, 4 oder 8 mm Schichtdicke, 4 oder 8 mm Schichtabstand) durchgeführt. Eine halbe Stunde vor der Untersuchung wurde den Patienten oral 500 ml einer 2 %igen Gastrografinlösung gegeben. Eine dynamische Computertomographie mit Bolusinjektion eines nierengängigen Kontrastmittels erfolgte bei un-

klarem Leberbefund in Nativscan, dringendem klinischen Verdacht auf Lebermetastasen, diffus verminderter Leberdichte (Fettleber), inhomogenem Dichtemuster der Leber sowie bei solitären Leberläsionen.

3.3. Konventioneller Ultraschall

Für die Untersuchungen wurden das real-time-Gerät Combison 100 der Firma Kretz mit 2,5 oder 3,5-MHz-Schallköpfen sowie das Compoundgerät Combison 202 mit 3,5-MHz-Schallköpfen verwandt. Durch kontinuierliches Verschieben des Schallkopfes bzw. durch Serienschnitte wurde die Leber in zwei Ebenen dargestellt.

4. Anatomie der Leber

Die Leber ist die größte Drüse des menschlichen Körpers und erreicht ein Gewicht von 1.500 g. Das Organ paßt sich durch seine weiche und leicht verformbare Konsistenz in vivo den Nachbarorganen an. Die Form- und Lagebeschreibung bezieht sich daher auf eine in situ fixierte Leber. Die Leber erstreckt sich im oberen Abdominalraum unter der rechten Zwerchfellkuppel, verschmälert sich nach links hin in der Regio epigastrica und erreicht die Regio hypochondrica sinistra in der Parasternallinie oberhalb der 6. linken Rippe. Der größte Teil des Organes liegt hinter dem rechten Rippenbogen, der bis zur Medioclavicularlinie mit dem unteren Leberrand zusammenfällt. Überragt der untere Rand den Rippenbogen in der MCL bei Inspiration, dann ist die Leber vergrößert. Bei kleinen Kindern überragt die Leber den Rippenbogen physiologischerweise (131).

Das Ligamentum falciforme hepatis ist eine sagittale Bauchfellfalte, die oberflächlich den größeren rechten von dem kleinen linken Leberlappen abscheidet. Diese lineare reflexogene Struktur erstreckt sich vom dorsalen Anteil der Leber zum Leberhilus. Die Leberpforte, bestehend aus Ductus choledochus, A. hepatica und V. Portae, stellt sich sonographisch als etwa 7 cm langes Reflexband dar, das sich von der Dorsalseite der Leber nach medial horizontal erstreckt (128, 131). Lokale Unebenheiten der Leberoberfläche sowie Veränderung der Größenverhältnisse zwischen rechtem und linkem Leberlappen können pathologische Ursachen haben.

Man muß allerdings verschiedene, nicht krankhafte Formvarianten der Leber kennen: Die Zahl der Lappen kann durch mangelnde Einschnitte vermindert und durch überzählige vermehrt sein. Manchmal findet man eine vollständig getrennte Nebenleber, die am linken Leberlappen hängt. Eine Vergrößerung des rechten Leberlappens, der bis zum unteren Nierenpol reichen kann, nennt man RIEDELschen Lappen. Der Labus caudatus, der zwischen der unteren Hohlvene dem Ligamentum venosum und der Leberpforte liegt, kann als Variante spitzwinklig oder rund geformt sein. Häufig ist er auch vergrößert. Eine Vorwölbung des anterioren Leberrandes von mehreren Millimetern unterhalb des Xiphoids ist ebenfalls eine Formvariante (128, 73, 133).

5. Darstellung der normalen Leber im Sonogramm

Die Äste der Pfortader lassen sich von den intrahepatischen Strukturen normalerweise immer darstellen als helle Reflexbänder im Parenchym. Die bindegewebige Einscheidung verursacht den Impedanzsprung gegenüber dem Leberparenchym und die starken Randreflexe. Der subkostale Schrägschnitt ist ein günstiger Schallweg, um die Portalgefäße zu erkennen (122). Den Verlauf der Lebervenen im Parenchym kann man sonographisch sehr gut verfolgen, jedoch am besten wenn sie durch eine Stauung erweitert sind (z.B. bei Rechtsherzinsuffizienz oder Lebervenenthrombose). Die Einmündung der Lebervenen von der Peripherie in die Vena cava inferior unterhalb des Diaphragmas läßt sich im Längsschnitt oder im subkostalen Schrägschnitt darstellen. Man sieht reflexarme Kanäle umgeben von Leberstrukturmuster mit sehr schwachen Wandreflexen. Das Lumen ist am größten, kurz bevor sie in die Vena cava inferior einmünden. Durch das Fehlen starker Wandreflexe lassen sie sich leicht von den Portalgefäßen unterscheiden. Von erweiterten Gallengängen lassen sich die Lebervenen durch ihren geraden Verlauf abgrenzen (128, 122).

Wichtig für die Einschätzung der Größe und Form der Leber ist die Beurteilung der Leberränder. Mit wenigen Ausnahmen sind die Leberränder bei einem gesunden Organ spitzwinklig, so daß die Leber im Sagittalschnitt eine Keilform hat. Eine Ausnahme ist die Ansatzstelle des Ligamentum falciforme hepatis, bei der der Leberrand abgerundet ist. Andere Beispiele für Abrundungen sind die dorsalen und cranialen Anteile der Leber, die an das Zwerchfell grenzen. Der untere Rand des rechten Leberlappens soll im Längsschnitt maximal ei-

nen Winkel bis 75° aufweisen, während der untere Rand des linken Leberlappens einen Winkel bis 45° haben darf, sowohl im Längs- als auch im Querschnitt. Ist die Leber vergrößert, so nimmt auch der Winkel zu (128, 122, 133).

Um die Lebergröße zu bestimmen, schlägt GOSINK (48) folgende drei Durchmesser bei Inspirationsstellung in Höhe des processus Xiphoideus vor: 15 cm im anteroposterioren, 17 cm im cranio-kaudalen und 16 cm im transversalen Durchmesser. Andere Autoren bestimmen nur den cranio-kaudalen Durchmesser in der Medioclavikular-Linie. Diese Orientierungswerte sind allerdings bei pyknischen oder leptosomen Patienten nur mit Einschränkung zu gebrauchen. Es gibt auch präzisere Methoden zur Ermittlung der Lebergröße.

KOISCHWITZ entwickelte eine Meßmethode, die nur einen Fehler von $\pm$ 1,6 % aufwies. Dieser Fehler wurde durch Volumenmessung post mortem an der isolierten Leber bestimmt (71). Andere berechneten das Lebervolumen elektronisch aus Serienschnitten. Diese Art der Volumenbestimmung ist bei einer neueren Ausführung des Octosons technisch verwirklicht.

6. Ergebnisse am Octoson

Tab. 2: Untersuchungen am Octoson (n = 647)

Diagnose	Anzahl
Stauungsleber	16
Fettleber	51
Leberzirrhose	37
Leberzysten	18
Metastasen	83
primäre maligne Lebertumoren	8
Echinokokkuszysten	5
Echinokokkus alveolaris	1
Abszesse	2
Hämangiom	5
Hämangio-Endotheliom	1
F.N.H.	4
normal	304
nicht abgeklärt	112

7. Diffuse Lebererkrankungen

7.1. Stauungsleber

Pathologie

Die Ursache der Blutstauung in der Leber ist neben der seltenen arteriellen Hyperämie in erster Linie eine venöse Stauung aufgrund einer Insuffizienz des rechten Ventrikels. Die Leberschädigung ist vom Ausmaß der kardialen Funktionsstörung abhängig. Die Blut-

fülle in den Lebersinusoiden führt durch die Vergrößerung des Organs zu einer schmerzhaften Überdehnung der Kapsel und einer Abrundung des unteren Leberrandes (25).

Eine chronische Stauung kann zum Schwund von läppchenzentralen Leberzellen (Muskatmußleber) oder zu einer Faservermehrung (Stauungssklerose) führen. Von Stauungszirrhose spricht man, wenn nach schwerer und langer venöser Stauung ein Läppchen-Umbau stattgefunden hat (19).

Ultraschallkriterien

Es sind 16 Patienten mit einer klinisch ausgeprägten Rechtsherzinsuffizienz am Octoson untersucht worden. In allen Fällen war eine Hepatomegalie und eine verbesserte Schalleitung durch die starke Blutfülle der Leber zu finden. Gesichert werden konnte die Diagnose der Rechtsherzinsuffizienz durch das sogenannte Vena-cava-Zeichen. Es bedeutet, daß durch die Stauung die Vena cava inferior erweitert ist und keine respiratorischen Kaliberschwankungen mehr aufweist. Die großen Lebervenen, die im Normalfall im Abstand von 2 cm vor der Einmündung in die Vena cava inferior 0,4 bis 0,5 cm weit sind, waren in diesen Fällen auf über 1 cm erweitert (Abb. 7) (122, 134).

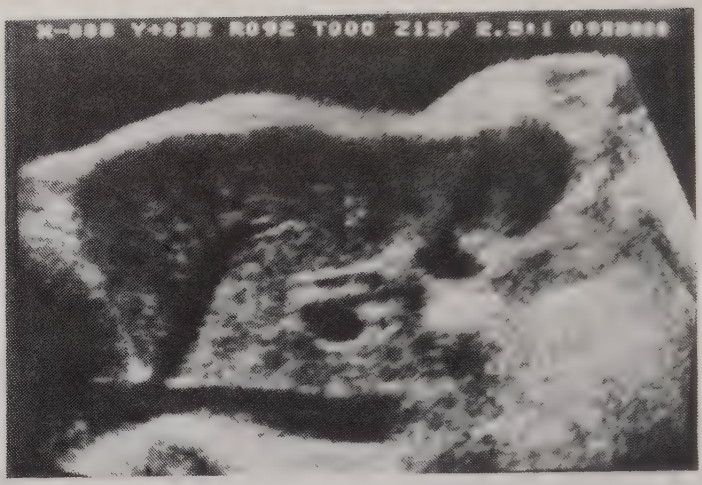


Abb. 7: Stauungsleber

Longitudinalschnitt durch die Leber in Höhe der V. cava inferior (Octoson). Die erweiterten Lebervenen münden in die ektatische V. cava inferior.

7.2. Fettleber

Pathologie

Die Fettleber ist unter den ungeklärten Hepatomegalien eine der häufigsten Ursachen. Es ist eine Stoffwechselstörung, die grundsätzlich reversibel ist. Die Begriffe Fettleber oder steatosis hepatis beinhalten morphologisch weitgehend gleiche Veränderungen, die sich aber in ihrer Ätiologie und Pathogenese stark unterscheiden. Bei einem Teil der Patienten ist die Leberverfettung nur ein unbedeutendes Begleitsymptom ohne Krankheitswert. Für die klinische Beurteilung sind drei Kriterien hilfreich: die Ursache der Verfettung, das Ausmaß der Verfettung und das Stadium der

Fettleber (25, 1). Als Ursachen kommen in erster Linie der chronische Alkoholismus in Betracht. Außerdem kann eine Fettleber durch folgende Krankheiten verursacht werden:

- Diabetes mellitus,
- nach Virusheptatitiden,
- Intoxikationen,
- chronischer Cholestase,
- Fehlernährung in Form von Überernährung oder Unterernährung und
- chronisch konsumierenden Erkrankungen (1, 12).

Klinik

Die Palpation liefert einen objektiven Hinweis für eine Fettleber. Man tastet eine feste vergrößerte Leber mit abgerundetem Rand. Die Laborbefunde sind ebenfalls nicht charakteristisch. Bei der alkoholischen Fettleber ist bei einem Teil der Patienten die Gamma-GT erhöht (98).

Ultraschallkriterien

Die Ultraschallkriterien der Fettleber und die Häufigkeit im eigenen Patientengut am Octoson wird in Tabelle 3 aufgelistet.

Tab. 3: Ultraschallkriterien der Fettleber am Octoson (n = 51)

Sonographische Kriterien	Zahl der Patienten
Verdichtetes, homogenes Strukturmuster ohne Schallabschwächung	51
Organvergrößerung und Abrundung des unteren Leberrandes	28
Schlechte Abgrenzbarkeit der Leber	17

Die Organvergrößerung war in 54,9 % erkennbar und ist ein unspezifisches Symptom für eine diffuse Leberparenchymerkrankung. Die verstärkte Echostruktur der Fettleber führt dazu, daß sich die periportalen Strukturen schlecht vom umgebenden Parenchym abheben. Die Ursache liegt in einer Vermehrung der akustischen Grenzflächen bei der Leberverfettung (48, 89, 103, 120).

Die Wahl der Ausgangsleistung am Gerät beeinflußt ebenfalls die Reflexibilität der Leberstruktur. Bei einer hohen Ausgangsleistung stellt sich die Leber reflexreicher dar. Eine herdförmige Verfettung kann schwer gegen eine echoreiche maligne Raumforderung abgegrenzt werden. Zur Klärung der endgültigen Diagnose ist hier die Computertomographie und die Leberbiopsie hilfreich (116).

7.3. Leberzirrhose

Die Zirrhose ist eine chronische Erkrankung der Leber, die sich durch allmählichen Parenchymuntergang, Bindegewebsneubildung und knötchenförmige Parenchymregenerate auszeichnet. Die Leber kann dabei über- oder untergewichtig sein.

Es gibt unterschiedliche Einteilungen der Leberzirrhose. Früher teilte man nach äußerlichen Merkmalen ein: klein-, großknotig; atrophisch, hyertrophisch (25, 12). THALER stellte eine ätiologische Klassifizierung auf (126):

1. Hepatitische Zirrhose
2. Alkoholische Zirrhose
3. Biliäre Zirrhose
4. Stauungszirrhose
5. Seltene ätiologisch definierte Zirrhosen
6. Kryptogene Zirrhosen

Der Nachteil dieser Einteilung nach THALER ist, daß sich die Ursachen bei einem großen Teil nicht klären lassen. Der folgenden Einteilung, die 1956 auf dem Kongreß für Gastroenterologie in Havanna vorgestellt wurde, liegt die morphogenetische Abgrenzung zugrunde:

1. Septale oder portale Zirrhose
2. Postnekrotische Zirrhose oder Postkollapszirrhose
3. Biliäre Zirrhose

Bei der septalen Zirrhose verkleinert und verfestigt sich die Leber nach einem hypertrophischen Frühstadium. Auf der Schnittfläche findet man 1 - 5 mm große Knoten, die durch bindegewebige Septen voneinander abgegrenzt sind. Die Oberfläche ist feinhöckerig. Bei der postnekrotischen Leberzirrhose sterben von Anfang an größere unregelmäßige Parenchymbezirke ab, so daß sich viele Narben bilden. Die Schnittfläche zeigt Knoten, deren Durchmesser zwischen 0,5 cm und 8 cm schwanken. Zwischen den Knoten befinden sich Bindegewebsfelder. Die Leber ist verkleinert und hat eine grobhöckerige Oberfläche. Bei der biliären Zirrhose vermehrt sich das pericholangioläre und portale Bindegewebe. Die häufigsten Ursachen sind Cholestase und Cholangitis. Die meist vergrößerte, harte Leber hat eine feinhöckerige Oberfläche (19, 25, 13, 14).

Klinik

Da die Reaktionsmöglichkeiten der Leber auf Schädigungen begrenzt sind, können verschiedene ätiologische Faktoren die gleichen Veränderungen hervorrufen. Das klinische Bild ähnelt sich bei allen fortgeschrit-

tenen Zirrhoseformen. In einer Studie von TYGSTRUP und RANEK (129) hatten die Hälfte der Patienten rückblickend folgende unspezifische Beschwerden als erstes Symptom angegeben:

- körperliche Schwäche,
- dyspeptische Beschwerden,
- Fieber und
- Gelenkschmerzen.

Etwa ein Drittel der Patienten zeigten Symptome, die auf eine Lebererkrankung hindeuteten wie:

- Ikterus,
- Aszites,
- Ödeme,
- intestinale Blutungen und
- Enzephalopathie.

Hier liegt aber bereits ein fortgeschrittenes Stadium vor. Folgende Veränderungen sieht man an der Haut und ihren Anhangsgebilden:

- Gefäßveränderungen (Gefäßspinnen, Weißfleckung),
- Palmarerythem,
- Uhrglasnägel,
- Dupuytrensche Kontraktur,
- Gynäkomastie,
- Parotisschwellung und
- hämorrhagische Diathese.

Bei einer fortgeschrittenen Zirrhose läßt sich die Leber meistens tasten.

Folgende Laboratoriumsbefunde sind typisch:

- Albumin vermindert,
- Globuline vermehrt,
- Bilirubin leicht vermehrt,
- Alkalische Phosphatase leicht erhöht,
- Transaminasen erhöht,
- Bromsuftaleinretention vermehrt in über 90 %,

- Ammoniak vermehrt,
- BSG-Beschleunigung,
- Anämie und
- Thrombozytopenie.

Als Folgezustand der Leberzirrhose findet man eine portale Hypertension mit Ausbildung von Umgehungskreisläufen (129).

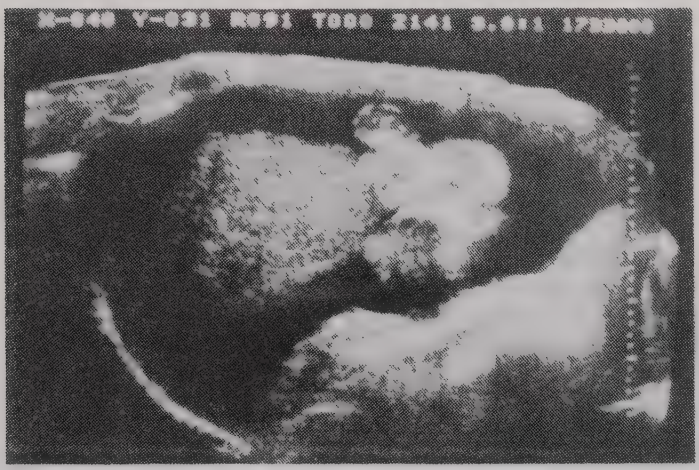


Abb. 8: Kleinknotige Leberzirrhose

Longitudinalschnitt durch den rechten Leberlappen (Octoson). Abgerundeter unterer Leberrand, die Leber ist von Aszites umgeben; verstärkte dorsale Schallabschwächung in der Leber.

Ultraschallkriterien der Leberzirrhose

Entsprechend den unterschiedlichen Stadien der pathologisch-anatomischen Veränderungen ist auch das Ultraschallbild außerordentlich variabel. Die Tabelle 4 enthält die Ultraschallkriterien der Leberzirrhose so-

wie die Häufigkeit im eigenen Patientengut am Octoson.

Tab. 4: Ultraschallkriterien der Leberzirrhose am Octoson bei 37 Patienten

Sonographische Kriterien	Anzahl der Patienten
A) Sonographische Zeichen der Leber	
1. Inhomogenes Strukturmuster	37
2. Organvergrößerung/-verkleinerung	20
3. Umschriebene Veränderung der Organkontur (höckerige Oberfläche, Abrundung der Unterkante)	5
4. Reduzierte Zahl von Lebergefäßen	10
5. Vergrößerung des Lobus caudatus	4
6. Dorsale Schallschwächung	30
B) Sonographische Zeichen der portalen Hypertension	
1. Erweiterung der Pfortader, der Ve. lienalis und der V. umbilicalis	15
2. Splenomegalie	22
3. Aszites	11

Die dorsale Schallschwächung konnte nur im Einfachscan (ein Schallkopf) nachgewiesen werden. Eine Vergrößerung der Leber mit konvexer ventraler Oberfläche und abgerundetem Unterrand war in 16 von 37 histologisch gesicherten Leberzirrhosen vorhanden. Die grobknotigen postnekrotischen Lebern zeigten eine höckerige Organoberfläche.

Eine inhomogene Verdichtung der Echostruktur ist ein Merkmal, das bei allen Leberzirrhosen zu finden war. Die Zahl der Lebervenen und Pfortaderäste war einer-

seits reduziert, andererseits ließen sich die vorhandenen Gefäße sehr schwer abgrenzen. In fortgeschrittenen Krankheitsstadien verkleinerte sich der rechte Leberlappen, und der Lobus caudatus vergrößerte sich dadurch relativ (n = 4). Die tiefenabhängige Abschwächung des Schallstrahles steigerte sich mit zunehmendem fibrotischen Umbau und konnte am Octoson nur im Einfachscan nachgewiesen werden.

Beim Auftreten von nodulären Strukturen war die differentialdiagnostische Abgrenzung gegenüber Metastasen und primären Leberzellkarzinomen schwierig. Hilfreich ist dabei, daß Metastasen keine dorsale Schalldämpfung verursachen und der untere Leberrand scharf bleibt ohne ausgeprägte Abrundung. Treten Schwierigkeiten bei der Interpretation der sonographischen Bilder auf, müssen zusätzliche Untersuchungen gemacht werden, wie Szintigraphie, Computertomographie und Laparoskopie.

Ein wichtiges Merkmal der portalen Hypertension ist eine Erweiterung der Milzvene über 2 cm, weil eine objektive Messung leicht möglich ist. Ebenfalls einen Hinweis für einen Pfortaderhochdruck ist eine Erweiterung der V. portae über 2,5 cm und die Darstellung von Umgehungskreisläufen (V. umbilicalis). Die Milz der Zirrhotiker erreichte (in unserem Patientengut in 22/37 Fällen) eine beachtliche Größe, so daß sie dem linken Leberlappen, der linken Niere und dem Zwerchfell anlag. Das Strukturmuster war homogen, aber reflexärmer als bei Lymphomen.

Ein Aszites war in 11/37 Patienten erkennbar und stellte sich als echofreies Band zwischen der Leber und der vorderen bzw. seitlichen Bauchwand dar. Zwischen Leber und rechter Niere war ein ausgeprägter Aszites ebenfalls als reflexfreier Bereich zu sehen. Umschließt ein aus-

gedehnter Aszites die Leber, so wird eine zu dichte Echostruktur vorgetäuscht wegen der geringen Schallabschwächung in Flüssigkeit (91, 122, 103, 128, 133).

8. Herdförmige Lebererkrankungen

8.1. Dysontogenetische Leberzysten

Die solitären dysontogenetischen Zysten können Faustgröße erreichen und sind mit Zylinder-, Flimmer- oder Plattenepithel ausgekleidet. Bei der Zystenleber enthält das aufgetriebene Organ eine große Zahl unterschiedlich großer Zysten. Häufig ist die Zystenleber mit Pankreas- und Nierenzysten gekoppelt (19, 12).

Abb. 9: Zystenleber

Transversalschnitt durch beide Leberlappen (Octoson). Multiple, glatt berandete echofreie Areale in der Leber, die Zysten entsprechen.

Ultraschallkriterien

Es wurden 18 Leberzysten am Octoson untersucht. Leberzysten sind für die Echographie ein besonders lohnendes Anwendungsgebiet. Die klassischen Merkmale der Zysten sind:

a) Reflexfreies Areal,
b) Scharfe Begrenzung aufgrund des großen Impedanzunterschieds zum umgebenden Lebergewebe,
c) Kugelige Gestalt,
d) Dorsale Schallverstärkung und laterale Schallschattenbildung hinter der Zyste.

Die unter d) genannten Phänomene ließen sich beim Octoson am besten im Einfachscan (ein Schallkopf) und nicht im Compoundscan nachweisen. Zysten, die direkt unter der Leberkapsel lokalisiert sind (n = 5), können leicht übersehen werden, wenn sie sich im Nahfeld des Schallkopfes befinden. So konnten mit dem Octoson zwei Leberzysten gesehen werden, die mit dem Real-time-Gerät nicht dargestellt werden konnten. Der Grund hierfür ist der wesentlich längere Fokusschlauch des Octosons. Wegen des großen Impedanzsprunges zwischen der Flüssigkeit und dem Leberparenchym haben Zysten eine niedrigere Nachweisschwelle als solide Tumoren. Noch günstiger läßt sich eine Zyste in einer Leber mit verdichteter Echostruktur nachweisen.

8.2. Leberabszesse

Pathologie

Gelangen Bakterien in die Leber, so entstehen pyogene Leberabszesse. Die Eiterherde werden von Granulationsgewebe abgekapselt und können auch verkalken. In man-

chen Fällen erreichen sie die Oberfläche und perforieren in die Bauchhöhle, so daß es zu einer diffusen Peritonitis oder zum subphrenischen Abszeß kommen kann. Die Bakterien können kanaliculär (über die Gallenwege), hämatogen, lymphogen oder durch direktes Übergreifen aus der Nachbarschaft in die Leber gelangen. Leberabszesse sind bis zu 80 % im rechten Leberlappen lokalisiert. Am häufigsten (60 bis 70 %) sind die cholangitischen Abszesse, die ihren Ausgang von eitrigen Entzündungen der Gallengänge nehmen. Die Ursache ist meistens ein gestörter Gallenabfluß durch Konkremente oder Tumoren in den extrahepatischen Gallenwegen. Diese Abszesse sind entsprechend den Verzweigungen des Gallenwegssystems häufig röhrenförmig oder blattartig gestaltet und oft tief in der Leber lokalisiert.

Die zweithäufigsten sind die pylephlebitischen Abszesse, bei denen die Erreger über die Pfortader in die Leber gelangen. Sie kommen aus dem Pfortaderquellgebiet und sind entweder mit dem Blutstrom diskontinuierlich, d.h. hämatogen-embolisch, eingeschleppt worden oder kontinuierlich über eine sich intrahepatisch fortsetzende Thrombophlebitis. Als Infektionsquellen kommen besonders eine eitrige Appendizitis, aber auch andere eitrige Entzündungen im Wurzelgebiet der Pfortader in Betracht (z.B. Morbus Crohn, Colitis ulcerosa, Diverticulitis, bakterielle Ruhr usw.). Die pylephlebitischen Abszesse sind häufig in der Mehrzahl vorhanden und in Gruppen angeordnet. Ebenfalls über den portalen Blutstrom entstehen Amöbenabszesse, wenn Entamoeba histolytica bei einer Amöbenruhr in die Leber verschleppt wird (19, 25, 12).

Klinik

Die lokale und allgemeine Symptomatik wird vom Verhältnis Erregervirulenz und Abwehrkraft bestimmt. Pyogene Leberabszesse entwickeln sich häufig unter einem septischen Krankheitsbild. Es kommt zu intermittierendem Fieber, Schüttelfrost, Leukozytose, Subikterus oder fahler grauer Hautfarbe ähnlich wie im Verlauf einer schweren Cholangitis. Die Amöbenabszesse zeigen einen weniger eindrucksvollen, eher schleichenden Verlauf. Vergrößerung und Druckschmerzhaftigkeit der Leber haben eine gewisse diagnostische Aussagekraft, die allerdings bei zentral liegenden Abszessen nicht immer so deutlich ist (102, 130).

Ultraschallkriterien des Leberabszesses

Abszedierungen der Leber zeigen je nach dem Stadium der Erkrankung unterschiedliche Bilder im Sonogramm. Es wurden zwei Patienten am Octoson im Verlauf untersucht. In der Anfangsphase eines frischen Abszesses findet man eine aufgelockerte semisolide Struktur. Mit zunehmender Verflüssigung des Abszeßinhaltes (Kolliquationsphase) nehmen die vorwiegend groben Echostrukturierungen an Intensität und Umfang ab, so daß man nur noch feine Streuechos oder echofreie Bezirke innerhalb der Abszeßhöhle findet. Je reifer der Prozeß ist, desto reflexärmer und glattwandiger stellt er sich dar (94, 101, 139, 128, 133).

8.3. Leberechinokokkus

Zystische unilokuläre Echinokokkose

Der Echinokokkus ist in unserem Land die wichtigste parasitäre Erkrankung der Leber. Es handelt sich hierbei um die Finne eines 3 - 6 mm großen Parasiten. Man kennt zwei verschiedene Wurmspezies. Die Finne des Hundebandwurms - Echinokokkus granulosus - ruft die zystische Echinokokkose hervor. Die andere Spezies ist der Echinokokkus multilocularis, die die alveoläre Echinokokkose bewirkt und vorwiegend in Füchsen lebt, gelegentlich aber auch Hunde und Katzen befällt. Es können sich vielfach Tochterblasen bilden, die sich in das Innere entwickeln. Die Flüssigkeit der frischen Zyste ist klar, während im Verlauf zunehmend käsiges Material abgelagert wird (19, 25, 12).

Die ersten Symptome sind ein uncharakteristisches Spannungs- und Druckgefühl im Oberbauch, ausgelöst durch raumforderndes Wachstum und Verdrängung. Selten tritt durch Kompression eines großen Gallenganges ein Ikterus ein (130, 123).

Ultraschallkriterien der zystischen Echinokokkose

Fünf Patienten wurden mit Echinokokkus zysticus am Octoson untersucht. Im frühen Stadium zeigt die Echinokokkuszyste ähnlich wie die kongenitale Zyste das typische Bild einer glatt berandeten echofreien Raumforderung. In diesem Stadium müssen zur weiteren Differenzierung Laboruntersuchungen, wie Differentialblutbild, Kutanteste und Komplementbindungsreaktion, herangezogen werden. Nachdem sich Tochterblasen

gebildet haben, zeigt sich folgendes Bild im Sonogramm:

I) Mehrere, reflexfreie Gebilde
II) Sternförmig angeordnete Reflexbänder durch die Wände der Tochterblasen
III) Verkalkungserscheinungen der Wände.

Die Verkalkungen der Zystenwände (n = 2) bewirken einen Schallschatten hinter echoreichen Reflexbändern. Die Sonographie ist gut für Verlaufskontrolle und Nachuntersuchungen geeignet (128, 113, 70, 115, 133).

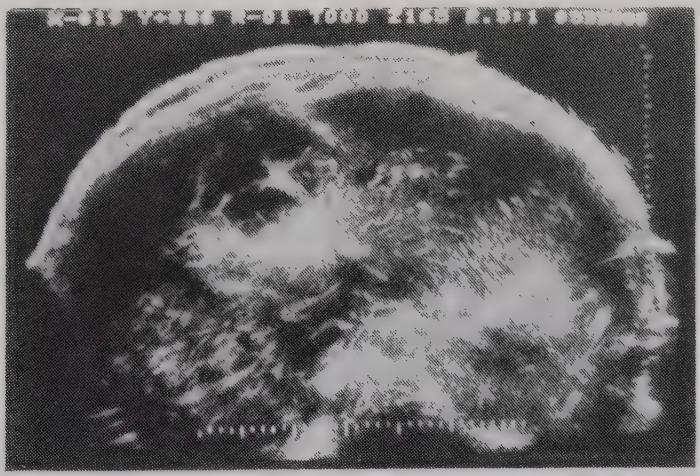


Abb. 10: Echinokokkus zystikus

Transversalschnitt durch beide Leberlappen (Octoson). Im rechten Leberlappen sieht man ein Zystenkonglomerat. In den dorsalen Abschnitten des rechten Leberlappens ist eine ältere Echinokokkuszyste mit verdickter Wand und partiell solider Struktur erkennbar.

Alveoläre multilokuläre Echinokokkose

Diese Form ist seltener und bösartiger als der Echinokokkus zystikus. Es entsteht keine einheitliche Zyste, sondern ein vielfach verzweigtes Hohlraumsystem, das infiltrierend und zerstörend die Leber durchsetzt. Man findet in der Leber weißliche Massen, die zahlreiche mit gallertigem Inhalt gefüllte Höhlen enthalten (19, 25, 12, 6).

Zur Symptomatik ist zu bemerken, daß das Allgemeinbefinden bei der alveolären Form wesentlich stärker in Mitleidenschaft gezogen wird als bei der zystischen Form (123).

Ultraschallkriterien der alveolären Echonikokkose

Am Octoson ist ein Patient mit alveolärer Echinokokkose untersucht worden. Dort stellte sich in der Leber ein reflexrreicher, solider Prozeß dar. Verkalkungen mit Schallschatten können ebenfalls auftreten. Eine Ultraschalluntersuchung kann allein nicht abklären, ob es sich um einen primären Lebertumor, eine Lebermetastase oder um eine alveoläre Echinokokkose handelt.

8.4. Lebertumoren

Systematik der primären und sekundären Tumoren der Leber

1) Mesenchymale Lebertumoren
   a) Gutartige
      Hämangiom, Hämangio-Retikulom, Fibrom, Lipom, Histicytom, Myxom
   b) Bösartige
      Hämangioendotheliom und andere Sarkome

2) Epitheliale Lebertumoren und Hyperplasien
   a) Gutartige epitheliale Tumoren
      Cholangiozelluläres Adenom, Hepatozelluläres Adenom, Gallengangzystadenom und -papillom
3) Teratoide Tumoren und Mischtumoren
4) Lebermetastasen
5) Beteiligung der Leber bei Systemerkrankungen

8.4.1. Hämangiom

Pathologie

Das kavernöse Hämangiom ist der häufigste gutartige Lebertumor im Erwachsenenalter. Es handelt sich um einen meist oberflächennahen, scharf abgegrenzten, im Durchschnitt 2 cm großen, manchmal solitären, gelegentlich multipel vorkommenden Tumor von blau-roter Farbe. Die Struktur eines kavernösen Hämangioms besteht aus blutführenden endothelausgekleideten Hohlräumen, die durch dünne fibröse Septen unterteilt sind. Das den Herd umgebende Leberparenchym ist wenig beeinträchtigt.

Bei Lokalisation in Kapselnähe ist das Bindegewebslager des Hämangioms verdickt und enthält oft kleine Gallengänge. Die Hämangiome können thrombosieren mit nachfolgender Hyalinisierung und Verkalkung. Eine zentrale Fibrosierung ist ebenfalls möglich. Als Ursache wird eine lokale Gewebsmißbildung, ein Hamartom, angenommen. Es bildet sich kein Lebergewebe aus, sondern nur Sinusoide, die dann eine andere Feinstruktur annehmen (19, 25, 12, 68).

Ultraschallkriterien

Da meist keine klinische Symptomatik vorhanden ist, erfolgt die Diagnose eines Hämangioms oft als Zufallsbefund. Im Sonogramm gibt es kein einheitlich charakteristisches Bild für ein Hämangiom. Das Reflexverhalten der Gefäßtumoren hängt wesentlich vom Flüssigkeitsanteil ab. So zeigen kleinere Hämangiome, die einen großen Anteil von fibrösen Gewebsteilen und Verkalkungen aufweisen, meist ein homogenes verdichtetes Reflexmuster. Dagegen haben größere Gefäßtumoren zentral ein unregelmäßig bis echoarmes Reflexmuster. Bei den fünf Leberhämangiomen, die am Octoson untersucht wurden, waren die sonographischen Strukturmuster ebenfalls unterschiedlich. Zwei Hämangiome wiesen eine überwiegend echodichte Struktur auf und drei multiple zystische Strukturen (134, 92, 39, 135).

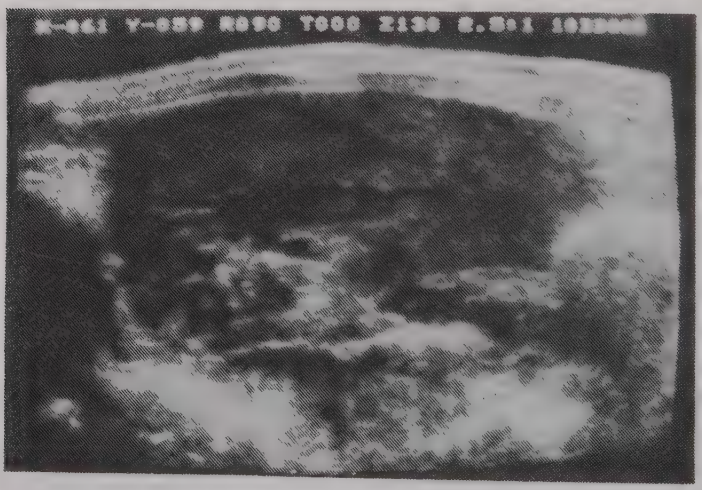


Abb. 11: Kavernöses Hämangiom der Leber

Longitudinalschnitt durch den rechten Leberlappen (Octoson). In den dorso-caudalen Abschnitten ist ein ovaler Tumor mit multiplen echofreien Bezirken zu erkennen.

8.4.2. Fokal-noduläre Hyperplasie (FNH)

Die FNH ist eine Läsion der Leber, die dadurch gekennzeichnet ist, daß mehrere knotige Hepatozytenaggregate mit fokalen, zirrhoseähnlichen, fibrotischen Veränderungen und mit Gallengangsprolieferationen kombiniert sind. Es handelt sich um eine gutartige Veränderung, die meist subkapsulär im rechten Leberlappen lokalisiert ist. Obwohl bei den FNH-Knoten keine Kapsel vorhanden ist, sind sie gut vom umgebenden Lebergewebe abzugrenzen. Typischerweise findet man auf der Schnittfläche eines FNH-Präparates zentrale bindegewebige Narben mit radiären Ausläufern. Der Zusammenhang zwischen dem Auftreten von FNH bzw. benignen Leberadenomen und der Einnahme oraler Kontrazeptiva hat sich in den letzten Jahren erhärtet. Der Nachweis eines Kausalzusammenhanges ist aber noch nicht erbracht. 70 % der FNH-Herde bleiben klinisch stumm und werden als Zufallsbefunde erkannt (4, 3, 12, 111).

Ultraschallkriterien der FNH

Die FNH-Herde können unterschiedliche Echostrukturen zeigen:

I. Veränderte Reflexstruktur
   1) Echoreicher als das umgebende Lebergewebe, homogen
   2) Echoärmer als das umgebende Lebergewebe
   3) Echogleich zum umgebenden Lebergewebe

II. Veränderungen der Leberkontur

Am häufigsten findet man eine leicht verstärkte homogene Reflexstruktur. In dieser Weise stellten sich die

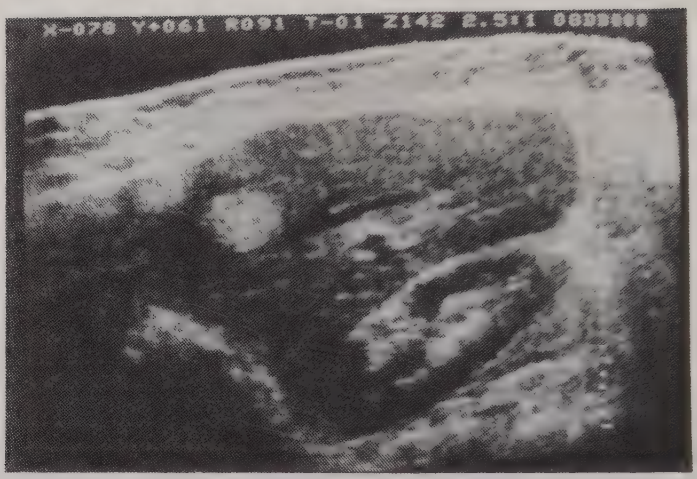


Abb. 12: Fokal-noduläre Hyperplasie bei Fettleber

Längsschnitt durch den rechten Leberlappen (Octoson). Echodichter,gut abgrenzbarer Herd subdiaphragmal. Gute Darstellung der unterschiedlichen Echodichte zwischen Leber und FNH-Herd (Compoundeffekt). Abgerundeter Leberunterrand mit erhöhter Echostruktur bei Fettleber.

vier fokalen nodulären Hyperplasien aus unserem Patientengut dar. Bei der Real-time-Untersuchung war der FNH-Herd nur wenig vom umgebenden gesunden Leberparenchym zu unterscheiden, bei der Octosonuntersuchung hob sich die verstärkte Echostruktur deutlich hervor. So können bei geringen Impedanzsprüngen mit dem konventionellen Ultraschall (Real-time-, Compound-Gerät) leicht kleinere Herde übersehen werden, weil sie nur von einem Punkt aus angeschallt werden. Beim Octoson hingegen kann der Herd mit acht Schallköpfen aus verschiedenen Richtungen angeschallt werden, so daß der Impedanzsprung zwischen FNH-Herd und umgehendem gesunden Parenchym deutlicher wird (Abb. 12).

Wichtig ist die Differenzierung zwischen FNH und Leberadenom, weil beim Adenom Komplikationen wie Massenblutung und maligne Entartung häufig eintreten. Die FNH ist dagegen klinisch stumm und muß nur bei erheblicher Größe reseziert werden. Sowohl die FNH als auch die Adenome können sich echoärmer, echoreicher oder echogleich zum umgebenden Parenchym darstellen. Die echoarmen Bezirke innerhalb der Herde können Blutungen oder Nekrosen sein. Sonographisch kann nicht endgültig zwischen FNH, Adenom oder Metastase differenziert werden. Die Dignität ist sonographisch auch nicht beurteilbar. Nur eine Punktion kann endgültige Klärung bringen (3, 14, 108, 127).

8.4.3. Primäres Leberkarzinom

Pathologie

Bei den primären Leberkarzinomen differenziert man zwischen den häufigeren Leberzellkarzinomen (ca. 75 %) und den Cholangiokarzinomen. Beide Tumortypen können als diffuse Infiltration des Parenchyms oder multinodulär disseminiert über die Leber verteilt oder als solitäre große Knoten auftreten. Die primären Leberkarzinome brechen häufig in Lebervenen- und Pfortaderäste ein, die dadurch erheblich erweitert sein können. Die Leberzellkarzinome haben einen trabeculären, acinären oder anaplastischen Bau. Die Herde haben oft eine grüne Farbe, weil die Krebszellen Galle bilden, die nicht abgeführt werden kann. Leberzellkarzinome entstehen oft bei Leberzirrhosen. In den letzten Jahren haben die Lebermalignome zugenommen, wobei die zunehmende Einnahme lebertoxischer Stoffe und die Zunahme der Zirrhosen als Ursache infrage kommen.

Abb. 13: Nekrotisches Leberzellkarzinom

Transversalschnitt durch die Leber (Octoson). Schlecht abgrenzbarer Lebertumor mit unregelmäßig begrenzter Nekrosehöhle sowie weiteren Tumorherden im rechten Leberlappen.

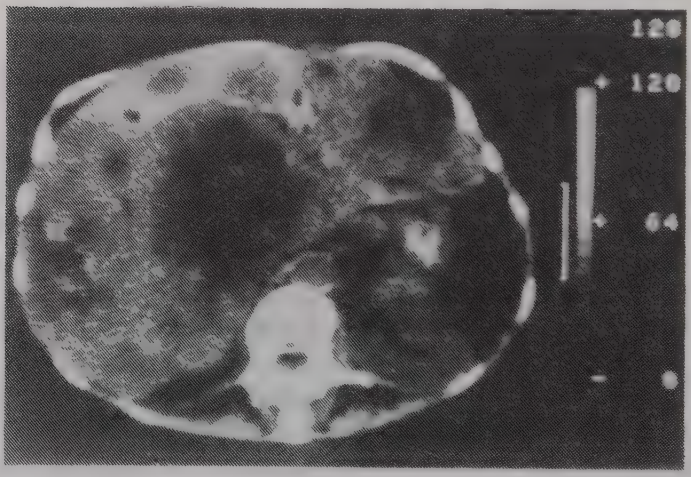


Abb. 14: Leberzellkarzinom (gleicher Patient wie Abb. 13)

Computertomographie (nach Kontrastmittelinjektion). Der große Tumorherd mit Nekrose ist gut abzugrenzen, und die weiteren Tumorherde werden gut dargestellt.

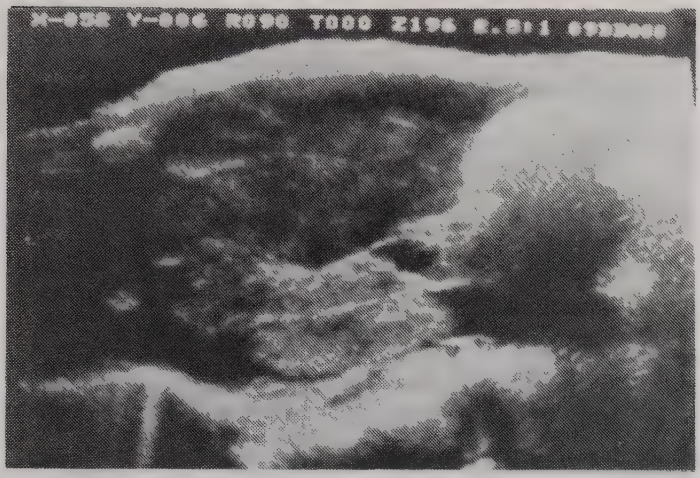


Abb. 15: Leberzellkarzinom mit Thrombose der V. cava (gleicher Patient wie Abb. 13 und 14)

Longitudinalschnitt durch die Leber in Höhe der V. cava inferior (Octoson). Die Thrombose der V. cava wird als Füllungsdefekt dargestellt. Außerdem sieht man in der Leber einen großen echoarmen Tumor.

In Südafrika und Südostasien ist das Leberzellkarzinom das am häufigsten vorkommende Malignom, während es in Nordamerika und Westeuropa seltener auftritt. Männer sind häufiger befallen als Frauen (19, 25, 12, 14, 53, 58).

Klinik

Es treten uncharakteristische allgemeine Bauchsymptome auf, eventuell begleitet von kachektischen Zeichen und Anämie. Ein Spätsymptom ist der Ikterus. Häufig sind folgende Laborwerte erhöht:

- Alkalische Phosphatase,
- γ-GT,
- LDH
- HB_sAg-Titer und α_1-Fetoprotein (4, 130).

Ultraschallkriterien des primären Leberkarzinoms

I. Veränderte Reflexstruktur
   1) Echoreicher als das umgebende Gewebe, unregelmäßige Struktur
   2) Echoärmer als das umgebende Gewebe
   3) Zentraler echoarmer Bereich (Nekrose, Blutung)
   4) Multinoduläre Raumforderung

II. Vorwölbung der Organkontur

III. Gleichzeitig Strukturmuster einer Leberzirrhose

Von den acht primären Leberzellkarzinomen, die am Octoson untersucht wurden, hatten drei Patienten zugleich eine Leberzirrhose. Ein multinoduläres Wachstum mit Befall beider Leberlappen war bei zwei Patienten nachzuweisen. In einigen Fällen waren Gefäßstrukturen verdrängt und die Gallengänge erweitert. In zwei Fällen war bei oberflächlicher Lage des Herdes die Organkontur deformiert. Da sehr unterschiedliche Parenchymveränderungen und Verteilungsmuster vorkommen können, kann man sonographisch nicht zwischen primären Leberzellkarzinom und Metastase unterscheiden. In drei Fällen war gleichzeitig eine Leberzirrhose vorhanden und deutete somit auf ein primäres Leberzellkarzinom hin. Die Klärung der Histologie und Dignitität des Leberherdes ist nur durch eine Biopsie möglich (113, 134, 16, 23, 69, 72).

8.4.4. Lebermetastasen

Pathologie

Die häufigste Form eines Tumorbefalls der Leber sind metastatische Tumoren. Bei Lokalisation des Primärtu-

mors im Magen-Darm-Bereich erfolgt die Metastasierung in die Leber hämatogen über die Pfortader oder über die A. hepatica, wenn der Primärtumor in anderen Organen sitzt. Maligne Tumoren der großen Gallengänge, des Magens und Pankreas metastasieren auch lymphogen in die Leber (19, 12).

Ultraschallkriterien von Lebermetastasen

Man unterscheidet zwischen direkten und indirekten Kriterien (128).

A) Direkte sonographische Zeichen

Veränderung der Reflexstruktur:	Anzahl*)
Typ 1 : Reflexfreies Areal mit dorsaler Schallverstärkung	2
Typ 2 : Reflexarm	5
Typ 3 : Reflexreich, homogen	30
Typ 4 : Reflexreiches Areal mit echoarmem Rand-Target Läsion	10
Typ 5 : Reflexreiches Areal mit echoarmen Zentrum-Bulls-Eye	21
Typ 6 : Sehr reflexreich mit Schallschatten durch Kalkeinlagerung	6
Typ 7 : Kombination unterschiedlicher Reflexmuster	4
Typ 8 : Diffuse Lebermetastasierung	5

*) Anzahl der Echomuster-Typen bei der Octosonuntersuchung

B) Indirekte sonographische Zeichen

1. Vorwölbungen der Organkontur
2. Abrundung des unteren Leberrandes

Die Einteilung zeigt zahlreiche Variationen des Ultraschallmusters bei Lebermetastasen. Eine eindeutige Zuordnung zwischen sonographischem Erscheinungsbild und Histologie des Herdes ist bisher nicht möglich. Trotzdem sind gewisse Korrelationen zwischen Tumorhistologie und Ultraschallmuster vorhanden. So findet man häufig eine relativ dichte Reflexstruktur bei der überwiegenden Zahl der primären hepatozellulären Karzinome sowie bei den Adenokarzinomen des Gastrointestinaltraktes, des Bronchuskarzinoms und des Teratokarzinoms des Hodens. Das starke Echomuster dieser Tumorarten

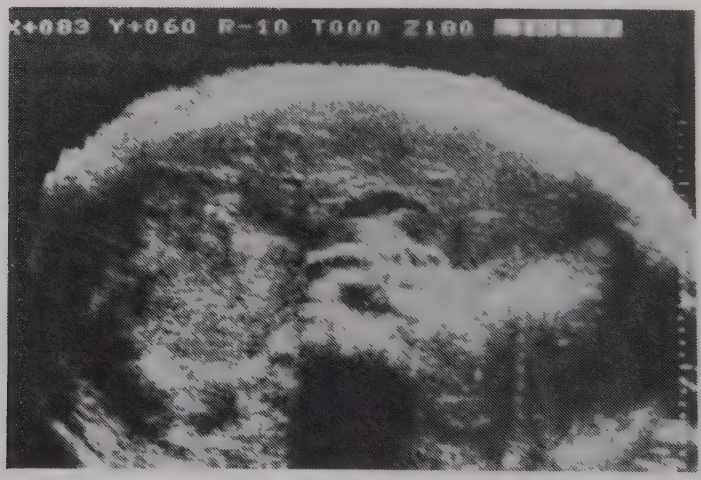


Abb. 16: Verkalkte Metastase bei Colonkarzinom

Transversalschnitt am Octoson. Echodichter, unscharf begrenzter Herd im rechten Leberlappen, teilweise mit Schallschatten.

Abb. 17: Verkalkte Metastase (gleicher Patient wie Abb. 16)

Computertomographie.
Der Herd enthält Verkalkungen und stellt sich gut in den dorsalen Anteilen der Leber dar.

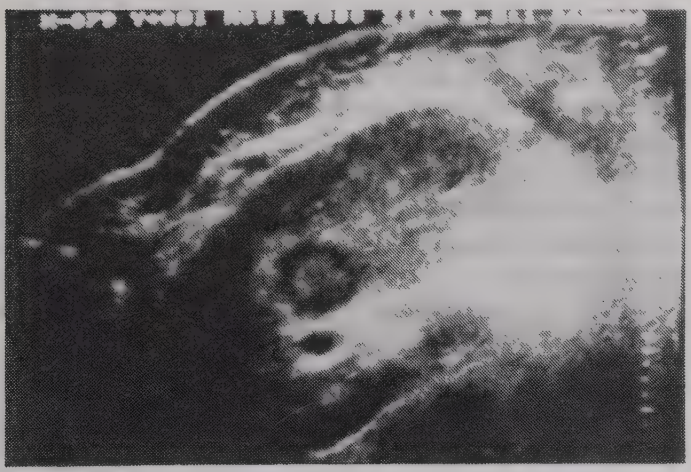


Abb. 18: Metastase eines Mammakarzinoms.

Longitudinalschnitt am Octoson.
Echoreicher Herd mit echoarmem Saum (Target-Läsion) im rechten Leberlappen.

ist Ausdruck der Vermehrung von reflektierenden Grenzflächen und könnte durch eine verstärkte Vaskularisation bedingt sein. Eine verminderte Echostruktur findet man überwiegend bei Metastasen oder Tumoren epithelialer flüssigkeitsreicher Strukturen (Bronchialkarzinom, Mammakarzinom, Melanom, maligne Lymphome). Ringförmig verstärkte oder verminderte Reflexstrukturen kommen bei Metastasen von Colon- und Mammakarzinomen sowie bei primären hepatozellulären Karzinomen vor. Zentrale Nekrosen treten auf bei Metastasen von Zystadenokarzinomen des Ovars und Pankreas sowie bei Metastasen von Adenokarzinomen und Sarkomen. Intratumorale Verkalkungen findet man bei Leberzellkarzinomen, Metastasen von Colonkarzinomen und thrombosierten Hämangiomen. In seltenen Fällen können auch reflexdichte und reflexarme Tumoren gleichzeitig in einer Leber vorkommen (128, 133, 49, 59, 136).

8.4.5. Zusammenhang zwischen Histologie des Primärtumors und der Reflexstruktur

Es sollte untersucht werden, inwieweit man aus dem Echomuster einer Metastase auf die Lokalisation des Primärtumors schließen kann. Zu diesem Zweck haben wir die Ultraschallbilder mit Lebermetastasen in Gruppen eingeordnet. Es wurden vier Gruppen von Primärtumoren gebildet:

a) Mammakarzinome (n = 37)
b) Adenokarzinome in Colon oder Rectum (n = 25)
c) Magenkarzinome (n = 10)
d) Bronchuskarzinome (n = 10)

Man muß allerdings hinzufügen, daß die histologischen Befunde der Metastasen bei den Mamma- und Magenkarzi-

nomen sehr unterschiedlich waren. Hier waren die sonographischen Erscheinungsbilder so vielfältig, daß man keine Zuordnung zur Histologie machen konnte. Anders verhielt es sich bei den kolorektalen Adenokarzinomen. Hier traten vorwiegend echoreiche Herde auf. Bei den verkalkten Metastasen befand sich in allen Fällen der Primärtumor im Magen-Darm-Trakt.

8.5. Vergleichsstudie Octoson, Computertomographie, konventioneller Ultraschall bei herdförmigen Lebererkrankungen

Von den insgesamt 647 Untersuchungen der Leber am Octoson wurden 251 für die Vergleichsserie verwandt. Bei diesen Patienten waren folgende Bedingungen erfüllt:

a) Stellung der endgültigen Diagnose erfolgte durch Operation, Autopsie, Laparoskopie oder klinischen Verlauf.

b) Bei der Octosonuntersuchung waren die Untersuchungsergebnisse an den anderen Geräten nicht bekannt.

Als Computertomograph wurde der Ganzkörperscanner Somatom II der Firma Siemens verwandt. Es ist ein Gerät der dritten Generation mit einer Scanzeit von 5 Sekunden. 30 Minuten vor der Untersuchung wurde oral 500 ml einer 2 %igen Gastrografinlösung gegeben. Eine dynamische Computertomographie mit Bolusinjektion eines nierengängigen Kontrastmittels erfolgte bei unklarem Leberbefund in Nativscan, dringendem klinischen Verdacht auf Lebermetastasen, diffus verminderte Leberdichte (Fettleber), inhomogenem Dichtemuster der Leber sowie bei solitären Leberläsionen.

Die falsch negativen Ergebnisse am CT (n = 5) traten bei Fettleber auf, denn hier konnten Metastasen als hypodense Läsionen bei der insgesamt herabgesetzten Dichte nicht abgegrenzt werden. In zwei Fällen wurden bei Leberzirrhose im Computertomogramm primäre Leberzellkarzinome als isodense Areale nicht gesehen. Die falsch positiven CT-Befunde entstanden durch Portalvenenäste und Artefakte. Bei drei falsch-negativen Octoson-Befunden hat der CT Metastasen richtig darstellen können.

Die Sonographie hatte gute Resultate bei der Diagnose von Leberzysten. Ursache ist der große Impedanzunterschied zwischen Flüssigkeit und Gewebe. Bei der Erkennung von subkapsulären und subdiaphragmalen Metastasen war der konventionelle Ultraschall (Real-time- bzw. Compound-Sonographie) deutlich schlechter als das Octoson. Bei der Sonographie konnten häufig solide Läsionen mit einem Durchmesser von weniger als 1 cm nicht erkannt werden.

Die S e n s i t i v i t ä t ist der Anteil der richtig positiven (= pathologischen) Diagnosen zu allen pathologischen Befunden. Sie ist für die drei Untersuchungsmethoden nach folgender Formel berechnet worden:

$$\text{Sensitivität} = \frac{\text{richtig-positiv} \times 100}{\text{richtig-positiv und falsch-negativ}}$$

Octoson	: 92,58 %
Konventioneller Ultraschall	: 82,64 %
Computertomograph	: 95,86 %

Die S p e z i v i t ä t ist der Anteil der richtig negativen (= normalen) Diagnosen zu allen normalen Be-

Tab. 5: Vergleichsstudie Octoson, Computertomographie, konventioneller Ultraschall bei herdförmigen Lebererkrankungen

Operative bzw. endgültige Diagnose		konventioneller Ultraschall		Octoson		Computertomographie	
		richtig	falsch	richtig	falsch	richtig	falsch
Metastasen	(n = 83)	67	16	77	6	80	3
dysontogenetische Leberzysten	(n = 18)	16	2	17	1	18	0
primäre maligne Lebertumoren	(n = 8)	6	2	6	2	6	2
Echinokokkuszysten	(n = 5)	5	0	5	0	5	0
Hämangiome	(n = 5)	4	1	5	0	5	0
Abszesse	(n = 2)	2	0	2	0	2	0
Sensitivität (für herdförmige Leberveränderungen)	(n = 121)	100 (82,64 %)	21	112 (92,58 %)	9	116 (95,86 %)	5
normal Spezifität	(n = 130)	118 (90,76 %)	12	121 (93,0 %)	9	125 (96,15 %)	5
Trefferquote	(n = 251)	218 (86,85 %)	33	233 (92,82 %)	18	241 (96,0 %)	10

Tab. 6: Zusammenstellung der Ergebnisse anderer Autoren der Sonographie, Szintigraphie und Computertomographie sowie eigene Ergebnisse bei fokalen Leberveränderungen

Methode	Autor/Jahr		Anzahl der Untersuchungen	Treffersicherheit	Spezifität	Sensitivität
Sonographie	VISCOMI (319)	1979	-	94,0 %	-	-
	SCHERER (281)	1979	83	91,6 %	-	-
	PIETRI (245)	1979	77	92,2 %	-	-
	FREDERIC (81)	1979	100	78,0 %	65,9 %	94,4 %
	TRILLER (317)	1980	218	89,4 %	86,8 %	92,3 %
	SNOW (298)	1979	94	-	50,0 %	75,0 %
	BRYAN (40)	1977	51	-	90,0 %	93,0 %
	GROSSMANN (121)	1977	45	-	-	78,0 %
	eigene Fälle					
	konvent. U.S.	1982	251	89,2 %	90,76 %	82,64 %
	Octoson	1982	251	92,82 %	93,0 %	92,58 %
Szintigraphie	PIETRI (245)	1979	77	76,6 %	-	-
	BIERSACK (34)	1979	139	76,2 %	72,7 %	80,6 %
	LUNIA (213)	1974	1424	77,0%	-	-
	FRÜHLING (93)	1980	780	84,7 %	83,3 %	87,2 %
	SCHERER (281)	1979	83	78,3 %	-	-
Computertomographie	SNOW (2. Gen.) (298)	1979	94	-	86,0 %	96,0 %
	FRIEDMAN (1.u.2.Gen.) (85)	1978	107	92,5 %	97,0 %	75,0 %
	BIELLO (1.u.2.Gen.) (33)	1978	92	84,8 %	95,0 %	78,0 %
	BRYAN (40)	1978	51	-	100,0 %	85,0 %
	SCHERER (281)	1979	-	-	100,0 %	95,0 %
	McCARTY (255)	977	54	-	88,0 %	81,0 %

funden. Sie ist für die drei Methoden nach folgender Formel berechnet worden:

$$\text{Spezifität} = \frac{\text{richtig-negativ x 100}}{\text{richtig-negativ und falsch-positiv}}$$

Octoson : 93,00
Konventioneller Ultraschall: 90,76 %
Computertomographie : 96,15 %

Die T r e f f s i c h e r h e i t ist der Anteil der richtigen endgültigen Diagnosen beim gesamten Patientengut. Folgende Werte wurden errechnet:

Octoson : 92,80 %
Konventioneller Ultraschall: 86,85 %
Computertomographie : 96,00 %

8.6. Statistische Auswertung

Ein Krankengut wurde durch verschiedene Methoden mehrfach untersucht. Für die Vergleichbarkeit der Methoden sind drei Voraussetzungen wichtig:

I. Repräsentationsgleichheit

Das Patientengut ist typisch für das einer Universitätsklinik. Das Durchschnittsalter der Patienten liegt bei ca. 50 Jahren, und die Geschlechterverteilung steht ungefähr im Verhältnis 1 : 1.

II. Strukturgleichheit

Strukturgleichheit ist vorhanden, da es sich bei der Vergleichsstudie um dasselbe Patientengut handelt.

III. Beobachtungsgleichheit

Es wurden verschiedene Untersuchungsmethoden miteinander

verglichen. Die Untersucher waren bei den einzelnen Methoden unterschiedlich, und es lagen keine Kenntnisse über die Befunde der anderen Untersucher vor.

Für die statistische Auswertung nahmen wir den modifizierten Vorzeichentest von McNEMAR. Nach diesem Test werden aus der Gesamtzahl der Patienten nur die Anzahl von Patienten herangezogen, die unterschiedliche Ergebnisse aufweisen. Der McNEMAR-Test untersucht, welche Methode hinsichtlich der falschen Diagnosen besser ist. Beim Vergleich Octoson/konventioneller Ultraschall erbrachte das Octoson ein statistisch signifikant besseres Ergebnis ($p < 0,05$) (107).

Beim Vergleich Computertomograph/konventioneller Schall wurde ebenfalls ein statistisch signifikanter Unterschied hinsichtlich der falschen Diagnosen errechnet. Dagegen ergab der Vergleich Computertomograph/Octoson keinen signifikanten Unterschied. Diese beiden Untersuchungsmethoden waren somit gleichwertig.

Tab. 7: McNEMAR-Test für Lebererkrankungen

Vergleich konventioneller Ultraschall/Octoson

		Octoson +	Octoson -	
konvent. U.S.	+	a 218	b 6	Signifikanter Unterschied ($p < 0,05$) hinsichtlich der falschen Diagnosen
	-	c 20	d 13	

Vergleich Computertomographie/konventioneller Ultraschall

		CT +	CT -	
konvent. U.S.	+	a 218	b 2	Signifikanter Unterschied ($p < 0,01$) hinsichtlich der falschen Diagnosen
	-	c 25	d 8	

Vergleich Octoson/Computertomographie

		CT +	CT -	
Octoson	+	a 233	b 7	Kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der falschen Diagnosen
	-	c 15	d 3	

V. Diskussion

1. Patientengut

Die am Octoson untersuchten Patienten kamen aus verschiedenen Kliniken und Polikliniken der Freien Universität Berlin. Das Krankengut war nicht selektioniert und war typisch für das Patientengut einer Universitätsklinik. Von den 647 am Octoson durchgeführten Untersuchungen wurden 251 für die vorliegende Vergleichsstudie über fokale Lebererkrankungen verwandt. Mit der Anzahl von 251 Untersuchungen in der Vergleichsserie ist die Beantwortung eines eventuellen Unterschiedes in Höhe medizinisch relevanter Differenzen möglich. Das Durchschnittsalter der Patienten lag bei 50 Jahren und die Verteilung der Geschlechter war etwa im Verhältnis 1 : 1.

2. Fragestellung

In vielen Studien wurden die Treffsicherheit der Szintigraphie, Angiographie, Computertomographie und Sonographie bei herdförmigen Lebererkrankungen bestimmt (2, 9, 22, 40, 67, 84, 125).

In letzter Zeit sind zahlreiche technische Fortschritte in der Computertomographie (Geräte der 3. und 4. Generation), in der Sonographie (Real-time-Geräte mit sehr guter Auflösung) und in der Szintigraphie erzielt worden. Es sind auch seitens der Befundauswertung bei der Sonographie erhebliche Verbesserungen durch die zunehmende Erfahrung der Ultraschalluntersucher eingetreten. Dieser Zuwachs an Erfahrung hat besonders durch den Vergleich mit der Computertomographie zuge-

nommen. Eine erneute Wertung und Standortbestimmung der bildgebenden Untersuchungsverfahren erscheint notwendig.

Die vorliegende Vergleichsstudie sollte die Wertigkeit des Octosons sowie der Computertomographie und des konventionellen Ultraschalls in der Diagnostik von fokalen Lebererkrankungen mit folgenden Fragestellungen analysieren:

a) Gelingt die Lokalisation und Differenzierung einer Läsion mit den Untersuchungsmethoden?
b) Wodurch entstehen Fehldiagnosen?
c) Welche Rolle spielen die Störfaktoren?

3. Methodik

Folgende drei Untersuchungsverfahren wurden in der vorliegenden Studie miteinander verglichen:

a) Octosonuntersuchung

Beim Octoson sind acht großflächige Schallköpfe auf einem C-Bogen in einem großen Wassertank in fünf Freiheitsgraden frei beweglich angeordnet. Es sind langfokussierte Schallköpfe mit einem Durchmesser von sieben Zentimetern. Die Registrierung der Koordinaten erfolgt automatisch. Kontinuierlich wurden transversale und longitudinale Schnitte in 5 mm Abständen durch die Leber geführt.

Die Vorteile des Octosons sind:

1. Ein größerer Empfindlichkeitsbereich ist durch den längeren Fokusschlauch vorhanden.
2. Die automatische Registrierung der Koordinaten zwingt zur vollständigen Untersuchung.

3. Die Bildqualität hängt nicht so stark wie beim konventionellen Ultraschall von der Erfahrung des Untersuchers ab.
4. Oberflächennahe und in der Tiefe liegende Herde werden besser erkannt.

Die Nachteile des Octosons sind der hohe technische Aufwand im Verhältnis zu anderen Ultraschallgeräten und die fehlende Möglichkeit, Bewegungen darzustellen.

b) Computertomographie

Für die Vergleichsstudie wurde das Gerät Somatom II der Firma Siemens mit einer Scanzeit von 5 Sekunden verwandt. Bei folgenden Befunden wurde eine dynamische Computertomographie mit Bolusinjektion eines nierengängigen Kontrastmittels durchgeführt:

1. Unklarer Leberbefund in Nativscan,
2. Dringender klinischer Verdacht auf Lebermetastasen,
3. Diffus verminderte Leberdichte (Fettleber),
4. Inhomogenes Dichtemuster der Leber,
5. Solitäre Leberläsionen.

Obwohl eine neue Generation von Computertomographen mit kürzeren Scanzeiten entwickelt wurde, ist das Auflösungsvermögen gegenüber dem Somatom II nur geringfügig verbessert worden.

c) Konventioneller Ultraschall

Für die Untersuchungen wurden zwei Gerätetypen verwandt: das Combison 100 und das Combison 202. Das Combison 100 ist ein Real-time-Gerät der Firma Kretz mit 2,5 oder 3,5-MHz-Schallköpfen. Es handelt sich um einen mechanischen Sektorscanner ohne ein linear-array-

System. Die Vorteile liegen in einer lückenlosen Untersuchung und der Darstellung von Bewegungen. Der Nachteil besteht in dem geringen Auflösungsvermögen von oberflächlichen und in der Tiefe gelegenen Herden.

Das Combison 202 ist ein Compoundgerät mit 3,5-MHz-Schallköpfen und gutem Auflösungsvermögen. Bei den Geräten wurde die Leber durch kontinuierliches Verschieben des Schallkopfes bzw. durch Serienschnitte in zwei Ebenen dargestellt.

4. Gründe für Fehldiagnosen am Octoson

4.1. Einfluß des Gerätes

Durch schlechtes Anliegen der Plastikfolie an der Bauchhaut werden überwiegend durch die äußeren Schallköpfe des C-Bogens bei 3 % der Patienten Artefakte produziert.

Zu einer fehlerhaften Ortsregistrierung kommt es dadurch, daß die Schallimpulse eines Teils der Schallköpfe Gewebestrecken mit unterschiedlichen Schallgeschwindigkeiten durchlaufen. So entstehen Verzerrungen von Strukturen. Da man die Schwinger einzeln einschalten kann, muß der Untersucher solche wählen, die durch Strukturen mit etwa gleicher Schallgeschwindigkeit laufen. Dies ist allerdings mit dem Nachteil verbunden, daß der Compoundeffekt reduziert wird.
Die falsche Ortsregistrierung ist eine häufige Beeinträchtigung der Compoundtechnik und der übrigen Ultraschalldiagnostik.

4.2. Einfluß des Untersuchers

Hier ist als eine der häufigsten Fehlermöglichkeiten die unvollständige Untersuchung zu nennen. Dieser Fehler tritt beim Octoson seltener auf, weil durch die Anzeige der Koordinaten im Monitor der Untersuchungsablauf mehr standardisiert ist.

Weitere Fehler, die durch mangelnde Erfahrung und schlechte Einstellung des Gerätes entstehen, lassen sich nach einer Gewöhnungsphase vermindern. Hilfreich ist der ständige Vergleich mit Untersuchungsergebnissen anderer Verfahren, besonders der Computertomographie.

4.3. Einfluß des Patienten

Patienten mit Drainagen, offenen Wunden, Anus praeter und Verbänden lassen sich schlecht am Octoson untersuchen, da zwischen Haut und Plastikfolie eine verminderte akustische Ankopplung besteht.

Bei Adipositas permagna und starker Muskulatur ist die Eindringtiefe des Schalls limitiert. Die vollständige Reflexion der Schallimpulse an Gas im Magen oder Darm spielt beim Octoson eine untergeordnete Rolle, denn durch die Bauchlage erfolgt eine günstige Luftverteilung. Außerdem tritt durch den Compoundeffekt kaum ein Schallschatten hinter der Luft auf.

5. Ergebnisse

Die Sonographie hat bei der Fettleber eine Treffsicherheit von 90 % und bei der Leberzirrhose von 85 %. Die

Szintigraphie hat die höchste Treffsicherheit bei Leberzirrhose und ist deshalb als Erstuntersuchung durchzuführen (8, 108).

Wenn man nach herdförmigen Lebererkrankungen sucht, ist die Sonographie als Erstuntersuchung geeignet. Mit modernen Ultraschallgeräten sind heute schon Raumforderungen ab einem Durchmesser von 0,5 bis 1 cm zu erkennen. Ob es sich um einen zystischen oder soliden Tumor handelt, kann durch die Sonographie mit hoher Treffsicherheit unterschieden werden.

Bei Verdacht auf Leberabszeß ist die Sonographie ebenfalls als Erstuntersuchung die Methode der Wahl. Man findet einen soliden Herd oder multifokale Bezirke mit zystischer oder komplexer Reflexstruktur. Ein nekrotisch zerfallender Tumor kann in manchen Fällen sonographisch nicht vom Abszeß unterschieden werden. Deshalb muß als nächstes der Herd ultraschallgezielt punktiert und das Punktat untersucht werden.

Der Echinokokkus zysticus kann sich im Sonogramm zystisch oder solide darstellen. Der Nachweis einer Zyste ist aber nicht spezifisch, es sei denn, man findet charakteristische Merkmale für die zystische Echinokokkose, z.B. sternartige Septierung einer Zyste.

Beim sonographischen Erscheinungsbild einer soliden Raumforderung können folgende Differentialdiagnosen erwogen werden: Primärer Lebertumor, Metastase oder Leberbefall bei malignen Lymphomen. Bei den Lebermetastasen kann man acht verschiedene Echomuster-Typen unterscheiden. Es besteht aber keine Korrelation zwischen sonographischem Erscheinungsbild und Histologie des Tumors.

Bei der FNH findet man im Technetium-Schwefel-Kolloid-Szintigramm im Gegensatz zum Adenom in 50 % einen Normalbefund.

Die Leberszintigraphie kann Lebermetastasen, die an der Oberfläche oder am Rand liegen, bei einem geringen Durchmesser (2 cm) als Speicherdefekt darstellen. In der Tiefe gelegene Metastasen hingegen können erst ab einer Größe von 3 - 4 cm erkannt werden, weil durch das umgebende speichernde Leberparenchym eine Überdekkung stattfindet.

Bei der Emissions-Computertomographie hat man auch in der Tiefe der Leber ein verbessertes Auflösungsvermögen (2 cm in der gesamten Leber). Weitere Vorteile sind eine gute topographische Zuordnung und überlagerungsfreie Darstellung der Herde. Die Emissions-Computertomographie ist unabhängig vom Untersucher. Sie kann als Erstuntersuchung eingesetzt werden (10, 20).

Ein Nachteil der Szintigraphie ist, daß eine Läsion nur als Speicherdefekt dargestellt wird, jedoch keine Information über die Art des Herdes enthalten ist. Deshalb müssen in diesen Fällen Untersuchungen wie Sonographie oder Computertomographie angeschlossen werden (95).

Die Computertomographie hat folgende Vorteile:

a) Die Qualität des Bildes hängt nicht vom Untersucher ab.

b) Der Untersuchungsvorgang ist standardisiert und reproduzierbar.

c) Wegen der orthograden Ausbreitung der Röntgenstrahlen ist die Artefaktanfälligkeit gering und eine genaue Ortsregistrierung möglich.

d) Es kann eine Gefäßdarstellung durch die Verwendung eines Kontrastmittels erfolgen. Bei der Computertomographie mit Kontrastmittel ist die Darstellung von fokalen Lebererkrankungen bei Fettleber und Leberzirrhose verbessert worden.

Die Leberangiographie ist nur noch dann indiziert, wenn sich eine fokale Lebererkrankung hinsichtlich der Dignität mit Angio-CT und Sonographie nicht abklären läßt. Für die Operationstechnik liefert die Leberangiographie zusätzliche Informationen über anatomische Varianten und Gefäßanomalien. Verdrängungen am Gefäßsystem oder Hypervaskularisationen kommen beispielsweise gut zur Darstellung und können die Organzugehörigkeit des Prozesses abklären. Hypervaskularisierte Läsionen können ab einem Durchmesser von 2 cm erkannt werden.

In der eigenen Vergleichsstudie ist die Sensitivität des konventionellen Ultraschalls mit 82,64 % verglichen mit den Ergebnissen anderer Autoren schlechter. Die Ursache liegt in einer großen Anzahl von Lebermetastasen, die an der Leberoberfläche und in der Tiefe lokalisiert waren. Die oberflächlichen Herde können mit einem Real-time-Gerät ohne Nahbereichsschallkopf erschwert nachgewiesen werden. Die in der Tiefe lokalisierten Läsionen können mit einem normalen Schallkopf bei adipösen Patienten ebenfalls nicht gesehen werden. Bei tiefer Lokalisation ist ein Schallkopf mit langem Fokus am besten geeignet und bei oberflächlicher Lokalisation ein Nahbereichsschallkopf. Eine andere Möglichkeit besteht darin, ein Gerät mit dynamischem Fokus zu benutzen.

Das Octoson hat einen langen Fokusschlauch, der sich außerdem noch entlang der z-Achse verschieben läßt.

Dies sind optimale Voraussetzungen, um sowohl oberflächliche als auch in der Tiefe lokalisierte Läsionen gut nachweisen zu können.

Bei der Bewertung der Sonographie muß man beachten, daß die Referenzmethoden Laparoskopie und operative Exploration lediglich Trefferquoten von 90 % bis 95 % haben. Der Grund hierfür ist, daß vorwiegend oberflächliche Herde erkannt werden. Deshalb müssen Sensitivität, Spezifität und Trefferquoten der Sonographie (Tab. 3, 4) um etwa 5 % bis 10 % herabgesetzt werden (55, 60, 61, 64, 86).

Die höchste Sensitivität beim Nachweis von fokalen Lebererkrankungen hat die Computertomographie mit Kontrastmittel. Die Spezifitäten der drei Verfahren in unserer Vergleichsserie liegen zwischen 90 % und 96 % und eignen sich, um fokale Lebererkrankungen auszuschließen.

Die besseren Ergebnisse der Octosonuntersuchung haben im Vergleich zum konventionellen Ultraschall bei herdförmigen Lebererkrankungen folgende Ursachen:

a) Da die Koordinaten der Schnittebenen registriert werden, ist die Gefahr einer unvollständigen Untersuchung der Leber geringer als bei anderen Geräten.

b) Die Qualität des Bildes hängt im Vergleich zum konventionellen Ultraschall in geringerem Maße von den Fähigkeiten des Untersuchers ab.

c) Das Octoson hat einen größeren Empfindlichkeitsbereich durch den längeren Fokusschlauch seiner Schallköpfe.

d) Die oberflächennahen und in der Tiefe liegenden Herde werden mit dem Octoson besser erkannt, weil

die normalerweise benutzten Schallköpfe beim konventionellen Ultraschall Läsionen mit diesen Lokalisationen nicht erreichen können. Ein Nahbereichsschallkopf ist allerdings bei der Erkennung oberflächennaher Herde genauso gut wie das Octoson. Für die Darstellung subdiaphragmaler Läsionen bei adipösen Patienten ist ein Langfokus-Schallkopf notwendig, da diese Herde außerhalb des Fokus eines normalen Schallkopfes liegen.

In den letzten Jahren hat die Kernspintomographie (KST) (englisch: Nuclear Magnetic Resonance Imaging) einen sehr schnellen Aufschwung genommen. Im Gegensatz zur Computertomographie, bei der nur ein einzelner Parameter, die integrale Elektronendichte, die Graustufen des Bildes verändert, wird die Signalintensität des KST-Bildes durch die Protonendichte und durch die Relaxationszeiten der Protonen beeinflußt, die wesentlich von der den Kern umgebenden Materie abhängen.. Zusätzlich kann durch den Aufnahmemode und die verwendete Pulssequenz die Bildintensität verändert werden. Durch geschickte Wahl der Parameter können Bereiche, die von Interesse sind, betont werden. So können beispielsweise T_2-Bilder aus zwei Spin-Echo-Aufnahmen berechnet werden (36).

Inzwischen ist die KST durch die rasante technische Entwicklung über die präklinische Anwendung hinausgewachsen, und die ersten klinischen Studien liegen vor. MOSS und Mitarbeiter (93) führten eine Vergleichsserie zwischen Computertomograph und Kernspintomograph durch. Sie untersuchten primäre und metastatische Lebertumoren an 28 Patienten. Die KST-Bilder wurden in einem Magnetfeld von 0,35 Tesla erzeugt, wobei die T_1-Relaxationszeit mit der Inversions-Rückkehr-Technik und die T_2-Relaxationszeit mit der Spin-Echo-Technik bestimmt wurden.

Die normale Leber erschien homogen und von mittelmäßiger Intensität im KST-Bild. Lebertumoren zeigten in den meisten Fällen im Spin-Echo-Bild Bereiche vermehrter Intensität und im Inversions-Rückkehr-Bild eine verminderte Intensität. Die T_1-Relaxationszeit war bei allen Lebertumoren verlängert, während die T_2-Relaxationszeit bei 26 Patienten verlängert und bei zwei Patienten verkürzt war. Die T_1- und T_2-Werte waren sowohl unterschiedlich bei verschiedenen Tumor-Typen als auch bei unterschiedlichen Bereichen innerhalb eines Tumors. Es konnte keine spezifische T_1- und/oder T_2-Relaxationszeit für einen bestimmten soliden Lebertumor beschrieben werden. Die Intensität des Tumors variierte stark in Abhängigkeit von der verwandten Bildtechnik, und man bekam bei manchen Patienten Bilder mit gleicher Intensität wie eine normale Leber.

Bei der Vergleichsserie von MOSS waren Computertomograph und Kernspintomograph bei der Entdeckung von Läsionen gleich gut, aber die innere Architektur und Beziehung von Tumoren zu Gefäßstrukturen in der Leber zeigte der KST besser.

DOYLE und Mitarbeiter (29) führten ebenfalls eine Vergleichsstudie zwischen CT und NMR durch. Sie kamen genauso wie MOSS zu dem Ergebnis, daß fokale Lebererkrankungen durch Computertomograph und Kernspintomograph gleich gut erkannt werden. In ihrer Studie konnten aber Bereiche mit fokaler Atrophie und andere mit Leberinfarkt nur mit dem NMR erkannt werden. Bei diffusen Lebererkrankungen konnte die Fettleber besser im CT diagnostiziert werden, während sich drei Leberzirrhosen nur im KST-Bild darstellen ließen. Größere Studien liegen noch nicht vor, und somit kann zur Zeit eine eindeutige Standortbestimmung nicht erfolgen.

VI. Zusammenfassung

Es wurde bei 647 Patienten eine Ultraschalluntersuchung der Leber am Octoson gemacht. Aus diesem Krankengut wurden 251 Patienten zu einer Vergleichsstudie herangezogen. Es wurden folgende drei Untersuchungsmethoden miteinander verglichen:

1) Computertomographie (mit Angio-CT)
2) Octoson
3) Konventioneller Ultraschall

Für die Computertomographie ergab sich der höchste Wert der Sensitivität mit 95,86 %. In anderen Untersuchungsserien (9, 109, 110, 117) hat die Computertomographie eine Sensitivität bis zu 95 %. Bei der eigenen Octoson-Untersuchung wurde eine Sensitivität von 92,58 % errechnet. In der vorliegenden Studie (Tab. 6) ist die Sensivititität des konventionellen Ultraschalls mit 82,64 % schlechter als in anderen Untersuchungen, die eine Sensitivität bis zu 94,4 % angeben (38, 90, 97, 109).

Die Ursache für den Sensitivitätsunterschied zwischen Octoson und konventionellem Ultraschall liegt darin, daß die oberflächennahen sowie die in der Tiefe der Leber (subdiaphragmal) gelegenen Prozesse besser dargestellt werden. Oberflächennahe Herde können mit einem Nahbereichsschallkopf ebenso gut wie mit dem Octoson erkannt werden. Das gleiche gilt für subdiaphragmale Herde bei adipösen Patienten, wenn man einen Langfokus-Schallkopf verwendet. Sehr gut zur Darstellung kommen sowohl die oberflächlichen als auch die subdiaphragmalen Raumforderungen mit modernen Geräten, die einen dynamischen Fokus besitzen. Ein solches Gerät stand aber nicht zur Verfügung. Diffuse Lebererkrankungen (Fettleber, Stauungsleber und Leberzirrhose) können mit dem Octoson ebenfalls mit ausreichender Sicherheit erkannt werden.

LITERATURVERZEICHNIS

(1) ALTMANN, H.W., O. KLINGE. In: Spezielle Pathologie, Bd. 1, 271 ff. Urban und Schwarzenberg, München, Berlin, Wien 1974

(2) ASHARE, A.B.: Radiocolloid liver Scintigraphy. A choice and an echo. Radiol. Clin. North. Amer. 18,2 (1980) 315-319

(3) ATKINSON Jr. G.O., KODROFF, M., SONES, P.J., GAY Jr. B.B. (1980) Focal Nudular Hyperplasia of the Liver in Children: A Report of Three New Cases. Radiology 137: 171-174

(4) BRANNASCH, P.: Morphologie und Pathogenese der Lebertumoren. In: KÜHN, H.A., H. WERNZE: Klinische Hepatologie. 6. 386 ff. G. Thieme Verlag, Stuttgart 1979

(5) BARNETT, E., P. MORLEY: Abdominal echography. Buttworth, London 1974

(6) BÄHR, R., L. KOSLOWSKI: Echinokokkose. Epidemiologie, Diagnostik und Therapie. Dtsch. med. Wschr. 102 (1977) 1098

(7) BERGMANN, L.: Der Ultraschall. S. Hirzel, Stuttgart 1954

(8) BEYER, D., G. FRIEDMANN, U. MÖDDER: Leberdiagnostik und bildgebende Verfahren. Internist 23 (1982) 66-74

(9) BIELLO, D., R.G. LEVITT, B.A. SIEGEL, S.S. SAGEL, R.J. STANLEY: Computed tomography and radionuclide imaging of the liver: a comparative evaluation. Radiology 127 (1978) 159

(10) BIERSACK, H.J., D. KOISCHWITZ, K. LACKNER, S.N. RESKE, S.N. KNOPP, R. KNOPP, C. WINKLER: Single-Photonen Emissions-Computertomographie (SPECT) der Leber mit einem rotierenden Gammakamerasystem. Nucl. Med. 20 (1981) 205-213

(11) BLAUENSTEIN, U.W., G. ENGELHART, H.R. MÜLLER: Sonographie und stereotaktische Biopsie von Lebertumoren. Ultrasonographia medica. Verlag der Wien. med. Akad., Wien 1971, 93-99

(12) BOLCK, F., G. MACHNIK: Leber und Gallenwege. In: DOERR, W., G. SEIFERT, E. UEHLINGER: Spezielle pathologische Anatomie, Bd. 10, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1978

(13) BÖRNER, P.: Die Einteilung und Benennung der Lebercirrhosen. Virch. Arch. pathl. Anat. 333 (1960) 269

(14) BOSNJAKOVIC, S., V. BARTH, F. HEUCK: Radiologische Befunde bei seltenen Lebertumoren. Radiologe 20 (1980) 355-364

(15) BOULTHEE, J.E.: Grey scale ultrasound appearances in hepatocellular carcinoma. Clin. Radiol. 30 (1979) 547

(16) BRAASCH, J.W.: Carcinoma of the bile ducts. Surg. Clin. North. Am. 53 (1973) 1217

(17) BRENDEL, K., L.S. FILIPCZYNSKI, R. GERSTNER, C.R. HILL et al.: Methods of measurement the performance of ultrasonic pulse-echo diagnostic equipment. Ultrasound Med. Biol. 2 (1976) 343-350

(18) BURLEW, M.M., E.L. MADSEN, J.A. ZAGZEBSKI, R.A. BNAJAVIC, S.W. SUM: A new ultrasound tissue-equivalent material. Radiology 134 (1980) 517-520

(19) BÜCHNER, Fr., E. GRUNDMANN: Spezielle Pathologie, Band 1. Urban u. Schwarzenberg, München, Berlin, Wien 1974

(20) BÜLL, U., C.M. KIRSCH, H.D. ROEDLER: Die Single-Photonen-Emissions-Computertomographie (SPECT). Fortschr. Röntgenstr. 138,4 (1983) 391-402

(21) CARPENTER, D., G. KOSSOFF, K. DANIEL, P. BOELE: The UI Octoson - A New Class of Ultrasonic Echoscope. First Meeting of the World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology (1976)

(22) CONN, H.O.: Nuclide scanning, ultrasonography and liver biopsy in the diagnosis of hepatic tumors. A comparative evaluation of the available techniques. Clin. Gastroenterol. 5 (1976) 665

(23) COTTONE, M., M.P. MARCENO, A. MARINGHINI, F. RINALDI, G. RUSSO, E. SCIARRINO, M. TURRI, L. PAGLIARO: Ultrasound in the diagnosis of hepatocellular carcinoma associated with cirrhosis. Radiology 147 (1983)517-519

(24) CURIE, J., P. CURIE: Développement, par pression, de l'électricité polaire dans les cristaux hémièdres à faces inclinées. C.R. Acad. Sci. (Paris) 91 (1880) 294-295

(25) DOERR, W.: Organpathologie. Band II. G. Thieme-Verlag, Stuttgart 1974.

(26) DONALD, I., T.G. BROWN: Demonstration of tissue interfaces within the body by ultrasonic echo sounding. Brit. J. Radiol. 34 (1961) 539-546

(27) DONALD, I., J. MASVICAR, T.G. BROWN: Investigation of abdominal masses by pulsed ultrasound. Lancet 1 (1958) 1188-1194

(28) DONALD, I.: Ultrasonography in two dimensions. Med. biol. III, 14 (1964) 216-224

(29) DOYLE, F.H., J.M. PENNOCK,L.M. BANKS, M.J. Mc DONNELL, G.M. BYDDER, R.E. STEINER, J.R. YOUNG, G.J. CLARKE, T. PASMORE, D.J. GILDERDALE: Nuclear Magnetic Resonancde Imaging of the Liver: Initial Experience. AJR 138, February 1982, 193-200

(30) DUSSIK, K.T.: Ultraschall-Diagnostik, insbesondere bei Gehirnerkrankungen, mittels Hyperphonographie. Z. phys. Ther. 1 (1948) 140-145

(31) DUSSIK, K.T.: Über die Möglichkeit, hochfrequente mechanische Schwingungen als diagnostische Hilfsmittel zu verwerten.
Z. Neurol. Psychiat. 174 (1942) 153-168

(32) EDLER, I., C.H. HERTZ: The use of ultrasonic reflectoscope for the continuous recording of the movements of heart walls. K. fysiogr. Sällsk. Lund. Förh. 24 (1954) 40-58

(33) ENGELHART, G.J.: Ultraschalldiagnostik retroperitonealer Prozesse. Schweiz. med. Wschr. 101 (1971) 745-747

(34) ENGELHART, G.J., U.W. BLAUENSTEIN: Ultraschall-Diagnostik am Oberbauch. Normale Anatomie im Sono-Tomogramm. Klinische Anwendung. F.K. Schattauer Verlag, Stuttgart, New York 1972

(35) FIEGLER, W.: Der automatisierte Multisektorscanner mit Wasservorlauf (Octoson) - Auflösungsvermögen, Artefakte und klinische Anwendung am hepatobiliären System, Pankreas, Hoden, Mamma und kindlichen Schädel, Habilitationsschrift, Berlin 1982.

(36) FIEGLER, W., H. SCHÜTZ, C. CLAUSSEN, W. SCHÖRNER, R. FELIX: Herdförmige Lebererkrankungen: Vergleichsstudie Computertomographie, konventioneller Ultraschall, automatisierter Multisectorscanner (Octoson). Fortschr. Röntgenstr. 141,1 (1984) 71-74

(37) FRANK, P., M. KLEIN, V. MENGES: Ultraschalldiagnostik abdomineller Raumforderungen mit dem Realtime-Verfahren. Röntgen-Bl. 32 (1979) 337-354

(38) FREDERIC, N., L. SWAENEPOEL, P. T'SJOEN, A. BOSSUYT, R. POTVLIEGE: Difficulties and errors in the echographic diagnosis of liver metastases. Symposium on the diagnosis of liver metastases, Brüssel. AJR 133 (1979) 971

(39) FRENTZEL-BEYME, B.: Das sonographische Bild von Leberangiomen.Ultraschall 1 (1980) 48

(40) FRICK, M.P., L.C. KNIGHT, S.B. FEINBERG, M.K. LOKEN, E. GEDGAUDAS: Computer tomography, radionuclide imaging and ultrasonography in hepatic mass lesions. Compot. Tomogr. 3 (1979) 49-55

(41) GALAMBOS, R.: The avoidance of obstacles by flying bats: Spallanzani's idaas (1794) and other theories. Isis, Bd. 34 (1942) 132-140

(42) GARRETT, W.J., G. KOSSOFF, D.A. CARPENTER, G. RADOVANOVICH: The Octoson in use. Ultrasound in Medicine 2. Ed. by D.N. WHITE and R.W. BARNES. Plenum Press, New York (1976) 342-349

(43) GARRETT, W.J., G. KOSSOFF, D. CARPENTER: Clinical studies with the Octoson. In: Ultrasound in Medicine, eds.: WHITE, D.N., R.E. BROWN, New York, Plenum Press, 3A (1977) 585-594

(44) GLADISCH,R.: Praxis der abdominellen Ultraschalldiagnostik. F.K. Schattauer, Stuttgart, New York 1981

(45) GOLDSTEIN, A., C.N. LONGRILL: Ethylene glycol-water mixtures for use in ultrasound test objects. J. Clin. Ultrasound 7 (1979) 465-470

(46) GOLDSTEIN, A.: Registration Errors in Compound B-Scans. J. Clin. Ultrasound 9 (1981) 25-27

(47) GOLDSTEIN, A., B.L. MADRAZO: Slice-Thickness Artifacts in Gray-Scale Ultrasound. J. Clin. Ultrasound 9 (1981) 365-375

(48) GOSINK, B.B., S.K. LEMON, W. SCHEIBLE, G.R. LEOPOLD: Accuracy of ultrasonography in diagnosis of hepatocellular disease. AJR 133 (1979) 19-23

(49) GREEN, B., R.L. BREE, H.M. GOLDSTEIN, C. STANLEY: Gray scale ultrasound evaluation of hepatic neoplasms: patterns and correlations. Radiology 124 (1977) 203-208

(50) GRIFFIN, D.R., R. GALAMBOS: The sensory basis of obstacle avoidance of flying bats. J. exp. zool. 86 (1941) 481-506

(51) GRIFFIN, D.R.: How bats guide their flight by supersonic echoes. Amer. J. Phys. 12 (1944) 342-345

(52) GRIFFIN, D.R.: Measurements of the ultrasonic cries of bats. J. Acoust. Soc. Amer. 22 (1950) 247-255

(53) HAERTEL, M., J. TRILLER: Angiographie und Differentialdiagnose maligner Leberzelltumoren. Fortschr. Röntgenstr. 127 (1977) 9-15

(54) HAGEN-ANSERT, S.L.: The Development and Reliability of Automation in Ultrasound. Med. & Ultrasound 2 (1978) 33-39

(55) HARBIN, W.P., J. WITTENBERG, J.T. jr. FERRUCCI, P.R. MUELLER, L.W. OTTINGER: Fallibility of exploratory laparatomy in detection of hepatic and retroperitoneal masses. AJR 135 (1980) 115

(56) HARTIRDGE, H.: The avoidance of objects by bats in their flights. J. Physiol. 54 (1920) 54-57

(57) HASSANI, N.: Ultrasonography of the abdomen. Springer Verlag, Berlin 1976

(58) HERMANN, R.E., A.M. COOPERMANN: Current Concepts in cancer. Cancer of the pancreas. The New England Journal of Medicine 301,9 (1979) 482-485

(59) HILLMAN, B.J., E.H. SMITH, J. GAMMELGAARD, H.H. HOLM: Ultrasonographic - pathologic correlation of malignant hepatic masses. Gastrointest. Radiol. 4 (1971) 361

(60) HINTON, J., V.R. McCREADY: Diagnosis of liver meatastases by radioisotope methods. Symposium on the diagnosis of liver metastases. Brüssel. AJR 133 (1979) 971

(61) HOGG, L., G.T. PACK: Diagnostic accuracy of hepatic metastases at laparotomy. Arch. Surg. 72 (1956) 251

(62) HOLLÄNDER, H.J.: Die Ultraschalldiagnostik in der Schwangerschaft. Urban & Schwarzenberg, München, Berlin, Wien 1972.

(63) HOLLÄNDER, H.J.: Nachweis und Differentialdiagnostik intraabdominaler Tumoren mittels Ultraschall. Med. Klin. 63 (1968) 1175-1180

(64) HOUTTE, P. van, R. de JAGER: Correlation between liver scintigraphy and peritoneoscopy in small carcinoma of the lung. Symposium on the diagnosis of liver metastases, Brüssel. AJR 133 (1979) 971

(65) HÜTER, Th., R. POHLMANN: Eine optische Methode zur Bestimmung der Ultraschallabsorption in undurchsichtigen, schallweichen Medien. Z. angew. Phys. 1 (1949) 405-411

(66) HÜTER, Th.: Messung der Ultraschallabsorption in tierischen Geweben und ihre Abhängigkeit von der Frequenz. Naturwissenschaften 35 (1948) 285-287

(67) JANSON, R., K. LACKNER, K.J. PAQUET, M. THELEN, P. THURN: Computertomographische und angiographische Synopsis histologisch gesicherter intrahepatischer Raumforderungen. Fortschr. Röntgenstr. 132,6 (1980) 658-665

(68) JASCHKE, W., G. van KAICK: Echographische Diagnose eines kavernösen Haemangioms der Leber. Fortschr. Röntgenstr. 130 (1979) 721

(69) KAMIN, P.D., M.E. BERNARDINO, B. GREEN: Ultrasound manifestations of hepatocellular carcinoma. Radiology 131 (1979) 459-461

(70) KOISCHWITZ, D. et al.: Sonographische Diagnostik der Leberechinokokkose. Dtsch. med. Wschr. 104 (1979) 401-405

(71) KOISCHWITZ, D.: Sonographische Lebervolumenbestimmung. Problematik, Methodik und praktische Bedeutung der Quantifizierung des Lebervolumens. Fortschr. Röntgenstr. 131,3 (1979) 243-248

(72) KOISCHWITZ, D.: Sonomorphologie primärer und sekundärer Leberneoplasmen. Fortschr. Röntgenstr. 133,4 (1980) 372-378

(73) KOPSCH, Fr.: Raubers Lehrbuch der Anatomie des Menschen. G. Thieme Verlag, Leipzig 1920

(74) KOSSOFF, G., D.E. ROBINSON, C.N. LIU, W.J. GARRETT: Design criteria for ultrasonic visualization systems. Ultrasonics 2 (1964) 29-38

(75) KOSSOFF, G., D.E. ROBINSON, W.J. GARRETT: Ultrasonic two-dimensional visualization for medical diagnosis. J. Acoust. Soc. Amer. 44 (1968) 1310-1318

(76) KOSSOFF, G.: The measurement of peak acoustic intensity generated by pulsed ultrasonic equipment. Ultrasonics 7 (1969) 249-251

(77) KOSSOFF, G., D.A. CARPENTER, G. RADOVANOVICH, D.E. ROBINSON, W.J. GARRETT: Octoson: a new rapid multi-transducer general purpose water-coupling echoscope. Ultrasonics in Medicine, eds. E. KAZNER, M. de VLIEGER, H.R. MÜLLER, V.R. McCREADY, Excerpta Medica 1975

(78) KOSSOFF, G., D.A. CARPENTER, D.E. ROBINSON et al.: Octoson - a new rapid general echoscope. In: WHITE, D., R. BARNES (eds.): Ulrrasound in Medicine, Plenum Press New York, Vol. 2 (1976) 333-339

(79) KOSSOFF, G.: Automated Ultrasonic Scanning Techniques. Recent Advances in Ultrasound Diagnosis. Ed.: A. KURJAK. Excerpta Med. (1978), Amsterdam, Oxford

(80) KOSSOFF, G.: Large Eaterpath Ultrasonic Scanners. In: New Techniques and Instrumentation in Ultrasonography. Eds.: P.N.T. WELLS, M.C. ZISKIN, Churchill Livingston 1980

(81) KRATOCHWIL, A.: Ultraschall-Diagnostik in Geburtshilfe und Gynäkologie. G. Thieme, Stuttgart 1968

(82) KRATOCHWIL, A.: Ultraschalldiagnostik in der Inneren Medizin, Chirurgie und Urologie. G. Thieme, Stuttgart 1977

(83) LACKNER, K., D. KOISCHWITZ, R. FELIX et al.: Vergleich zwischen Computertomographie und Ultraschall bei abdominellen und renalen Raumforderungen. Röntgen-Bl. 31 (1978) 123-134

(84) LACKNER, K., K.H. FROMMHOLD, H. GRAUTHOFF, U. MÖDDER, L. HEUSER, G. BRAUN, R. BUURMAN, K. SCHERER: Wertigkeit der Computertomographie und der Sonographie innerhalb der Pankreasdiagnostik. Fortschr. Röntgenstr. 132,5 (1980) 509-513

(85) LEOPOLD, G.R., W.M. ASHER: Deleterious effects of gastronintestinal contrast material on abdominal echography. Radiology 98 (1971) 637

(86) LIGHTDALE, C.J., S.J. WINAWER, R.C. KURTZ, W.H. KNAPPER: Laparoscopic diagnosis of suspected

liver neoplasms. Value of prior liver scans. Dig. Dis. Sci. 24 (1979) 588

(87) LUDWIG, D., F.W. STRATHERS: Considerations underlying the use of ultrasound to detect gallstones. Naval Med. RS. Inst. 4 (1949) 1

(88) LUNIA, S., K. PARTHASARATHY, S. BAKSKI, M. BENDER: An evaluation of ^{99m}Tc sulphur colloid liver scintiscans and their usefulness in metastatic workup: A review of 1424 studies. J. Nucl. Med. 16 (1974) 62

(89) LUTZ, H.: Ultraschalldiagnostik (B-sdan) in der Inneren Medizin, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1978

(90) LUTZ, H., L. REICHEL, R. HEYDER, R. EHLER, R. PETZOLD: Ultraschalldiagnostik von Lebermetastasen. In: HINSELMANN, M., M. ANLIKER, R. MEUDT (Eds.): Ultraschalldiagnostik in der Medizin. G. Thieme-Verlag, Stuttgart, New York 1980

(91) LUTZ, H., R. MEUDT: Ultraschallfibel. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1981

(92) MARCHAL, G. et al.: Ultrasonography of liver hemangioma. Fortschr. Röntgenstr. 138 (1983) 201-207

(93) MOSS, A.A., H.J. GOLDBERG, D.B. DAVIS, A.R. MARGULIS, L. KAUFMAN, L.E. CROOKS: Hepatic Tumors: Magnetic Resonance and CT Appearance. Radiology 150 (1984) 141-147

(94) NEWLIN, N. et al.: Ultrasonic features of pyogenic liver abscesses. In: Radiology 139 (1981) 155-159

(95) PETASNIK, J., P. RAM, D.A. TURNER, E.W. FORDHAM: The relationship of CT, grey-scale ultrasonography and radionuclide imaging in the evaluation of hepatic masses. Sem. Nucl. Med. 9 (1979) 8

(96) PIELEMEIER, W.D.: Analysis of a bat's warning cry. J. Acoust. Soc. Amer. 21 (1949) 551-552

(97) PIETRI, H., J. SAHEL, A. LA BELLA, R. AIMINO, P. MAURIN, X. SERAFINO: Ultrasonography applied to study of hepatic metastasis. Symposium on the diagnosis of liver metastases, Brüssel. AJR 133 (1979) 971

(98) PHILIPPEN, R., K. OETTE: Fettleber. In: KÜHN, H.A., H. WERNZE (Hrsg.): Klinische Hepatologie. 6, 232 ff. G. Thieme-Verlag, Stuttgart 1979.

(99) PYKETT, J.L., F.S. BUONANNO, Th.J. BRADY, J.Ph. KISTLER: Techniques and Approaches to Proton NMR Imaging of the Head. Comp. Radiol. 7 (1983) 1-17

(100) RALEIGH, L.: The theory of sound. London: MacMillan Co. 1926.

(101) RALL, W. et al.: Grey scale ultrasonography of hepativ amoebic abscesse. Radiology 132 (1979) 125-129

(102) REIFFERSCHEID, M., K. GRIESENBECK: Leberabszeß und Leberverletzungen. In: KÜHN, H.A., H. WERNZE (Hrsg.): Klinische Hepatologie. 6, 414 ff. G. Thieme-Verlag, Stuttgart 1979

(103) RETTENMAIER, G.: Lebersonographie - Quantitative Auswertung bei diffusen Lebererkrankungen. Thieme Copythek: G. Thieme-Verlag, Stuttgart 1977

(104) RICHARDSON, M.L.F.: Approaches for warning a ship of its approach to large objects in a fog. Brit. Pat. Nr. 9432, 1972

(105) ROBINSON, D.E., G. KOSSOFF: Performance Tests of Ultrasonic Echoscopes for Medical Diagnosis. Radiology 104 (1972) 123-132

(106) ROBINSON, D.E., L.S. WILSON, G. KOSSOFF: Shadowing and Enhancement in Ultrasonic Echograms by Reflection and Refraction. J. Clin. Ultrasound 9 (1981) 181-188

(107) SACHS, L.: Angewandte Statistik. 5. Auflage, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1978

(108) SANDLER, M.A., R.D. PETROCELLI, D.S. MARKS, R. LOPEZ: Ultrasonic Features and Radionuclide Correlation in Liver Cell Adenoma and Focal Nodular Hyperplasia. Radiology 135 (1980) 393-397

(109) SCHERER, K., M. ROTERS, B. BEEGER: Diagnostik von Lebermetastasen. Vergleichende Untersuchung zum Stellenwert von Sonographie, Szintigraphie und Laborparametern. Fortschr. Röntgenstr. 130,2 (1970) 180-184

(110) SCHERER, U., U. BÜLL A. GEBAUER, H. KREMER, J. LISSNER: Treffsicherheit von Computertomographie (CT), Szintigraphie (SZ) und Sonographie (US) bei bioptischgesicherten Lebererkrankungen. Vortrag 4. Europäischer Kongreß für Radiologie, Hamburg 4. - 8. September 1979

(111) SCHILD, H., M. THELEN, K.J. PAQUET, H.J. BIERSACK, R. JANSON, E. BÜCHELER, H.H. HANSEN, J. GRÖNINGER: Fokal noduläre Hyperplasie. Fortschr. Röntgenstr. 133,4 (1980) 355-364

(112) SCHLEGEL, J.U., P. DIGGDON, J. CUELLAR: The use of ultrasound for localizing renal calculi. J. Urol. 86 (1961) 367

(113) SCHNEEKLOTH, G., Th. FRANK, G. ALBERS: Ultraschalltomographie abdomineller Organe und Schilddrüse im Grey-Scale-Bild. Enke-Verlag, Stuttgart 1977

(114) SCHULZ, H.J.: Ultraschall-Diagnostikverfahren in der Medizin. Radiol. Praxis 11 (1977) 106-110

(115) SCHULZE, K., K.H. HÜBENER, K. KLOTT,H. JEUSS, R. BÄHR: Computertomographische und sonographische Diagnostik der Echinokokkose. Fortschr. Röntgenstr. 132 (1980) 514-521

(116) SCOTT, W.W. jr., R.C. SANDERS, S.S. SIEGELMAN: Irregular fatty infiltration of the liver: diagnostic dilemmas. AJR 135 (1980) 67-71

(117) SNOW, J.H. jr., H.M. GOLDSTEIN, S. WALLACE: Comparison of scintigraphy, sonography and computed tomography in the evaluation of hepatic neoplasms. AJR 132 (1979) 915

(118) SOKOLOW, S.J.: Ultraschallmethoden zur Bestimmung innerer Fehler in Metallgegenständen. Zawodskaja Laboratija 4 (1935) 527, 1468. Zit. nach KRAUT-KRÄMER: Werkstoffprüfung mit Ultraschall. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1966

(119) SOMMER, F.G., R.A. FILLY, M.J. MINTON: Acoustic Shadowing Due to Refractive and Reflective Effects. AJR 132 (1979) 973-977

(120) SPUHLER, A., H. PÖSL, R. SANDER, U. GÖTZ: Bedeutung der Sonografie in der Fettleberdiagnostik. Leber Magen Darm 11,1 (1981) 15-20

(121) STEFAN, G.: Echokardiographie, Kardiologische Diagnostik Reihe Bohringer, Mannheim 1976

(122) STRUVE, Cl.: Ultraschalltomographie des Abdomens. 2. Aufl. Urban u. Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore 1982

(123) STUCKE, K.: Echinokokkose der Leber. In: KÜHN, H.A., H. WERNZE (Hrsg.): Klinische Hepatologie. 6, 91 ff. G. Thieme-Verlag, Stuttgart 1979

(124) TANOKE, K., Y. KIKUCHI, R. MCHIDA, S. MEMATSU: Ultrasonic diagnosis in Japan. Diag. Ultrasound (1966)

(125) TAYLOR, K.J.W., D. SULLIVAN, A.T. ROSENFIELD, A. GOTTSCHALK: Gray scale ultrasound and isotope scanning: complementary techniques for imaging the liver. AJR 128 (1977) 277-281

(126) THALER, H.: Ätiologie und Pathogenese der Leberzirrhosen. Dtsch. Med. J. 19 (1968) 369

(127) TREUGUT, H., H. KLOTT, K.H. HÜBENER: Fokale noduläre Hyperplasie der Leber. Fortschr. Röntgengstr. 132,2 (1980) 216-218

(128) TRILLER, J., W. FUCHS: Abdominale Sonographie. G. Thieme-Verlag, Stuttgart, New York 1980

(129) TYGSTRUP, N., L. RANEK: Klinische Aspekte der Zirrhose. In: KÜHN, H.A., H. WERNZE (Hrsg.): Klinische Hepatologie. 6, 311 ff. G. Thieme-Verlag, Stuttgart 1979.

(130) VOSSCHULTE, K., H.G. LASCH, F. HEINRICH: Innere Medizin und Chirurgie. Thieme Verlag, Stuttgart, New York 1981.

(131) WALDEYER, A., A. MAYET: Anatomie des Menschen. 10., verb. Aufl. Verlag de Gruyter, Berlin, New York 1974

(132) WARREN, P.S., W.J. GARRETT, G. KOSSOFF: The liquid-filled stomach - an ultrasonic window to the upper abdomen. J. clin. Ultrasound 6 (1978) 315-320

(133) WEILL, F.S.: Ultrasonography of digestive diseases. The C.V. Mosby Comp., St. Louis 1978

(134) WEISS, H., A. WEISS: Ultraschallatlas, Internistische Ultraschalldiagnostik mit schnellen B-Bild-Geräten. Edition medizin, Weinheim, Deerfield Beach / Florida, Basel 1984

(135) WIENER, S.N., S.G. PARULEKAR: Scintigraphy and ultrasonography of hepatic hemangiomas. Radiology 132 (1979) 149-151

(136) WOOTEN, W.B., B. GREEN, H.M. GOLDSTEIN: Ultrasonography of necrotic hepatic metastases. Radiology 128 (1978) 447

(137) WÜSTENBERG, H., J. KUTZNER, W. MÖHRLE: Focussierende Prüfköpfe zur Verbesserung der Fehlergrößenabschätzung bei der Ultraschallprüfung von dickwandigen Reaktorkomponenten. Materialprüfung 18 (1976) Nr. 5 Mai

(138) WÜSTENBERG, H.: Empfindlichkeitseinstellung beim Einsatz fokussierender Prüfköpfe in der Ultraschall-Prüfung an ebenen und gekrümmten Bauteilen. Materialprüfung 19 (1977) Nr. 10 Oktober

(139) ZIMMERMANN, W.: Diagnose und Differentialdiagnose raumfordernder Prozesse im Bereich der Leber mit dem Ultraschall. Verdauungskrankheiten, Jg. 2, Nr. 2 (1984) 64-72

(140) ZISKIN, M.Z.: Technologie des diagnostischen Ultraschalls. Ultraschall und computerisierte Tomographie des Abdomens. In: Aktuelle Probleme der Röntgendiagnostik. Hrsg.: W.A. FUCHS, J. TRILLER. Huber, Bern 1978

Herrn Professor Dr. med. R. Felix danke ich herzlich für die Anregung und Förderung dieser Arbeit. Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. med. W. Fiegler, der trotz seiner engagierten klinischen Tätigkeit ständig für ein beratendes Gespräch zur Verfügung stand.

Ebenfalls danke ich den Kollegen der Medizinischen Klinik, besonders der Gastroenterologischen und Onkologischen Abteilung, der Chirurgischen Klinik und Urologischen Klinik für die kollegiale Zusammenarbeit.

Mein weiterer Dank gilt den Kollegen von der Computertomographie und Sonographie, die an der Studie mitgearbeitet haben.

LEBENSLAUF

Am 4. Februar 1955 wurde ich als Sohn des Arztes für Radiologie Dr. Werner Schütz und seiner Ehefrau Dr. Margarete Schütz in Berlin geboren.

Im Dezember 1973 bestand ich an der Lilienthal-Oberschule in Berlin das Abitur. Vom Sommersemester 1974 bis zum Sommersemester 1978 studierte ich an der Technischen Universität Berlin Energie- und Verfahrenstechnik (Maschinenbau). Im Wintersemester 1978 begann ich mit dem Studium der Medizin an der Freien Universität Berlin, an der ich 1980 das Physikum und 1984 das dritte Staatesexamen bestand. Im Juni 1984 erhielt ich meine Approbation als Arzt.

Im Praktischen Jahr war ich an der Medizinischen, Chirurgischen und Gynäkologischen Abteilung des Klinikum Charlottenburg der Freien Universität Berlin tätig.

Am 1. September 1984 begann ich die Facharztausbildung für Innere Medizin am Evangelischen Hubertus-Krankenhaus in Berlin.